ATLAS DE MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA

SEGUNDA EDICIÓN

JORGE MUÑOZ GUTIÉRREZ



ATLAS DE MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA

Segunda edición

Dr. Jorge Muñoz Gutiérrez

Hospital de Traumatología y Ortopedia,
Centro Médico Nacional,
Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS)

Subdirector de Coordinación Médica
en la Comisión Nacional
de Arbitraje Médico, México



MÉXICO • BOGOTÁ • BUENOS AIRES • CARACAS • GUATEMALA • MADRID • NUEVA YORK
SAN JUAN • SANTIAGO • SAO PAULO • AUCKLAND • LONDRES • MILÁN • MONTREAL
NUEVA DELHI • SAN FRANCISCO • SIDNEY • SINGAPUR • ST. LOUIS • TORONTO

Director editorial: Javier de León Fraga
Editor de desarrollo: Manuel Bernal Pérez
Corrección de estilo: Alfonso Monroy Pérez
Supervisor de producción: José Luis González Huerta
Diagramación de interiores: By Color Soluciones Gráficas

ATLAS DE MEDICIONES RADIOGRÁFICAS EN ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA



ISBN: 978-607-15-0547-7

0123456789 1098765432101

Impreso en México Printed in Mexico

Contenido

Parte V

Prólogo a la segunda edición

If I can't measure it, I can't improve it

Máxima angloamericana

La primera edición del *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología* vio la luz hace 10 años. Para los que ejercemos la especialidad de Ortopedia y para algunos radiólogos esta compilación nos acercó a la unificación de criterios que nos pudieran servir de una manera objetiva lo normal de lo patológico y, de estos últimos, la elaboración de diagnósticos así como clasificar sus estadios clínicos, definir metodologías terapéuticas y tener la certeza de haberse cumplido con las expectativas prefiguradas; poder corregir en tiempos anticipados cuando esto es posible hacerlo, de acuerdo con las técnicas seleccionadas o cuando los resultados no han sido los idóneos.

La pulcritud de las mediciones que nos exhibe el Dr. Muñoz Gutiérrez en la primera edición, ahora es revisada y aumentada, además de que la inclusión de una vasta bibliografía cuidadosamente seleccionada, hacen de esta obra un excelente parámetro en el ejercicio de las especialidades referidas y que ahora pueden extenderse a los cirujanos de columna, especialistas en medicina física y ortesistas, especialistas en medicina del trabajo, medicina legal, cirujanos plásticos y de maxilofacial.

Esta obra nos introduce con una base metódica, instrumental y conceptual y, por otro lado, nos sirve como una referencia obligada, citándola y enunciando la técnica de medición que se ha utilizado.

La indispensable unificación de criterios en los diagnósticos de las enfermedades osteoarticulares pasará al capítulo de medicina basada en evidencias y se alejará del surrealismo cuando la estructura de nuestro cuerpo requiere de la sensibilidad, la vigencia y la transferencia operacional requeridas.

Concluyo con la máxima de San Agustín (354-439), que priva en esta obra:

*"Así como la verdad se produce por la medida,
así la medida se produce por la verdad"*

Dr. Ismael Mendoza Barajas
Cirujano ortopedista y traumatólogo

Prólogo del autor a la segunda edición

Ha transcurrido una década desde la publicación del *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología* en su primera edición, y en toda Latinoamérica, así como en España, fue ampliamente aceptado, sobrepasando, en mucho, mis aspiraciones.

De inmediato, empecé a detectar la publicación de artículos y tesis en los que era citado el libro, no sólo en México sino en Iberoamérica; y así me inicié a la búsqueda de ellos, siendo, en el momento actual, abundantes y tuve la sorpresa de que también es muy utilizado como texto básico de consulta en cursos de especialización en cirugía ortopédica.

Lo anterior, más el hecho de haberse agotado hace ya varios años, me satisface plenamente, y me motiva para la investigación de nuevos métodos de mediciones. En los últimos 10 años ha habido numerosos cambios en la medicina en general, lo que no sucede en materia de mediciones radiográficas; pese a la revisión constante de la literatura, las aportaciones actuales son mínimas y, como se mencionó en la primera edición, algunos métodos son poco confiables, no son reproducibles y su interés es meramente teórico.

En esta segunda edición se incluyen varios métodos de medición sobre la inestabilidad de la columna lumbar, así como un pequeño apéndice con algunos conceptos y mediciones aislados, sumando un total de 48 mediciones.

Considero que para el diseño de nuevas mediciones es necesario conocer las relaciones no nada más anatómicas, sino radiográficas del sistema musculoesquelético, de sus cambios naturales al paso de los años y, por supuesto, de sus alteraciones patológicas, y así empezar a trazar líneas rectas, curvas, construir ángulos y formas geométricas, hasta encontrar alguna distancia, ángulo, línea, índice, razón matemática, etc., para desarrollar un nuevo método de medición radiográfica.

Quiero agradecer al Dr. Ismael Mendoza Barajas su prólogo para esta segunda edición, compañero de los ya muy lejanos años de la Facultad de Medicina y después de la Residencia en ortopedia y traumatología, a quien además considero como un entrañable amigo.

También quiero agradecer ampliamente a los siguientes insignes médicos y a las instituciones de ortopedia que dignamente han dirigido, por sus generosos conceptos vertidos hacia el *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología*: Dr. Jesús Ignacio Cardona Muñoz, Presidente del Consejo Mexicano de Ortopedia y Traumatología; Dr. José Cymet Ramírez, Presidente del Colegio Mexicano de Ortopedia y Traumatología, A.C., también excelente amigo y compañero de la Residencia; Dr. Jaime J. Gutiérrez Gómez, Presidente de la Asociación Mexicana de Ortopedia y Traumatología; Dr. Juan B. Alcocer Herrera, Presidente de la Sociedad Mexicana de Ortopedia Pediátrica; Dr. Luis F. Alva, Presidente de la Sociedad Mexicana de Radiología e Imagen, y los doctores Franklin Merlo y Pedro Yánez, de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología; lo mismo que a mi entrañable amigo Maestro en Ciencias, René Molnar de la Parra.

Finalmente, al Dr. MVZ Javier de León, de la Editorial McGraw-Hill Interamericana, por las amplias facilidades que me ha otorgado para emprender esta nueva incursión en el mundo de la ortopedia internacional.

Dr. Jorge Muñoz Gutiérrez
Ciudad de México, Abril 2011

Prefacio a la primera edición

Dado que los ángulos y mediciones radiográficas que se obtienen a partir de las relaciones entre los distintos huesos inciden en el diagnóstico, tratamiento y pronóstico en las especialidades de ortopedia y traumatología, el conocimiento y la aplicación de tales mediciones óseas resultan vitales para el ortopedista, ya que su alteración condiciona cambios estructurales, funcionales y biomecánicos.

A excepción de los signos radiográficos de la luxación congénita de la cadera, las mediciones del extremo proximal del fémur, el ángulo de Böhler para el calcáneo, los métodos de medición para la escoliosis y otros que por lo general se consignan en todo tratado de ortopedia, es difícil encontrar mediciones distintas, aun en los textos clásicos de ortopedia, traumatología o radiología, por lo que en muchas ocasiones resulta necesario recurrir a la bibliografía médica periódica. Sin embargo, hasta en estos casos resulta difícil localizar dicha información, ya que no existe un texto que reúna este capítulo de la ortopedia y de la radiología ortopédica. Es debido a esta carencia que en la presente obra se han tratado de reunir aquellas mediciones que se relacionan con dichas especialidades, con el fin de facilitar, tanto al cirujano ortopédico como al médico radiólogo, el conocimiento, diagnóstico y tratamiento de los padecimientos ortopédicos.

Esta obra constituye un manual de consulta en forma de atlas, por lo que se omiten las técnicas radiológicas y sólo se mencionan los datos clínicos más importantes de los padecimientos que aquí se consignan; por tanto, de ser necesario, el lector puede consultar los tratados específicos y la bibliografía correspondiente. Se recurre a esquemas y dibujos con fines didácticos (la mayor parte realizados por el autor y otros redibujados de distintos autores) ya que muchas de las mediciones resultan más claras en dibujos que en la reproducción fotográfica de una radiografía.

Los esfuerzos realizados por el autor para contribuir a un mejor conocimiento del tema se unen a los esfuerzos que muchos otros médicos han venido realizando desde hace ya varios siglos. Que esta obra sea en homenaje a Andry y a todos aquellos cirujanos ortopedistas de todos los tiempos que han contribuido con alguna medición para enriquecer este capítulo de la cirugía ortopédica, constituido por las mediciones radiográficas.

Dr. Jorge Muñoz Gutiérrez



Consejo Mexicano de Ortopedia y Traumatología

Presidente: Dr. José Ignacio Cardona Muñoz

Seguramente todos los médicos hemos tenido la necesidad de buscar información, por lo que sabemos la ardua tarea que esto representa, y más aún el analizarla y ordenarla. Es por ello que en esta obra se plasma el fruto de un esfuerzo doblemente extraordinario: la búsqueda y el ordenamiento práctico de datos de manera tal que facilita su aplicación al recopilar una gran cantidad de parámetros y mediciones que, como bien lo plasma el autor, son de vital importancia para el especialista en Ortopedia y Traumatología tanto para el diagnóstico y la planeación quirúrgica como para elaborar un pronóstico y evaluar con precisión los resultados del tratamiento aplicado en las patologías más comunes de la especialidad.

Sin duda alguna este libro ha sido durante 10 años y seguirá siendo un referente obligado de consulta en todos los centros hospitalarios y del especialista en ortopedia.

Colegio Mexicano de Ortopedia y Traumatología

Presidente: Dr. José Cymet Ramírez

Ante el advenimiento de distintas y variadas publicaciones y artículos acreditados que se encuentran en la literatura médica contemporánea, la Ortopedia no se exenta ante esta lluvia de comunicaciones científicas; sin embargo, hay diferencias entre lo que se expone de manera aislada contra lo que se da bajo un enfoque integral.

Esta obra que versa sobre mediciones radiográficas en ortopedia representa un buen ejemplo de la difusión oportuna del conocimiento y la experiencia vista desde una óptica multifacética.

Por su contenido se avizora como una obra de referencia para médicos interesados en los procesos diagnóstico-terapéuticos, sean médicos o quirúrgicos, aplicables en múltiples padecimientos y esquemas ortopédicos, como la luxación congénita de cadera, las desviaciones de los ejes del cuerpo, las artrosis y en general las mediciones que ayudan al especialista en su práctica cotidiana.

En vista de esa versatilidad, este libro es ampliamente recomendado y seguramente contribuirá en los procesos de educación formativa de todos los médicos residentes de la especialidad y una obra de consulta permanente, para los médicos ortopedistas en general.

El libro en su conjunto es producto y reflejo fiel del trabajo profesional y la capacidad científica, clínica y técnica de su autor, quien merece una sincera felicitación por su esfuerzo.

Asociación Mexicana de Ortopedia y Traumatología

Presidente: Dr. Jaime J. Gutiérrez Gómez

En nuestra práctica diaria de la especialidad a nivel institucional o en forma privada nos enfrentamos ante un reto diagnóstico con cada paciente a quien le otorgamos la atención, reto que implica desde un interrogatorio exhaustivo dirigido a la patología por la cual acude y a la vez a una exploración física la más completa y precisa, y es aquí en donde hacemos un primer preliminar diagnóstico, ponemos en la mente las diferentes posibilidades diagnósticas, pero ahí no concluimos, finalmente en la mayoría de las veces, si no es que en todas, tenemos que echar mano de un apoyo diagnóstico a través quizá inicialmente de una serie radiográfica simple.

Durante nuestro entrenamiento académico de la especialidad nos vimos en la tarea de tener que realizar una serie de trazados lineales que nos permitían la presentación de una patología y nos orientaba a dar una posibilidad diagnóstica, y aprendimos los ya conformados como especialistas que "las mediciones radiográficas" igual que la nosología siguen siendo un arma infalible para un diagnóstico certero, y a los colegas en formación de esta bella especialidad de: Ortopedia y Traumatología, invitarlos a quienes no han utilizado esta sistemática, lo hagan y a los que sí lo hacen continuar realizando esta metodología, que al final nos permite una ayuda para el diagnóstico y tratamiento y de valor pronóstico.

Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología reúne todas las características de una obra que nos permite, por un lado, aprender y/o recordar los diferentes métodos de medición para la gran variedad de patologías a donde podemos aplicarlos cumpliendo los objetivos para lo que el Dr. Jorge Muñoz Gutiérrez pensó y concretó en una primera edición.

Los invito pues, a tener esta obra como parte del armamento del médico en formación o consumado en la especialidad de Ortopedia y Traumatología, en el consultorio u hospital, sabiendo que será de mucha ayuda para su práctica diaria.

Sociedad Mexicana de Ortopedia Pediátrica

Presidente: Dr. Juan B. Alcocer Herrera

Después de haber leído y revisado el presente Atlas que el Dr. Jorge Muñoz Gutiérrez ha tenido a bien enviarme no puedo más que darme cuenta de la magnitud de conocimientos que encierra, es una muy exhaustiva obra, la cual está muy de acuerdo a la ciencia general en todas sus ma-

nifestaciones y tendencias, lo actual en todas las actividades humanas es la globalización y nuestra materia no podía quedarse al margen de este fenómeno; todos los actuales cirujanos ortopedistas al formarnos no podemos negar la escuela y base de nuestra preparación, pero lo natural y adecuado es conocer aquellas formas distintas a la nuestra que, sin embargo, tienen un mismo fin, a veces es solo un distinto modo de enfocar los problemas pero en ocasiones comprobamos que se complementa una visión con otra y lo básico para poder interactuar y tener una exitosa y fructífera confrontación es hablar en un solo idioma, para esto es necesario conocer los distintos métodos de medición de cada país, región, continente, etc. La presente obra tiene el gran mérito de presentarnos en un solo libro prácticamente todos los métodos conocidos de medición radiográfica, hay muchos conocidos en forma universal y otros de ámbito menor, pero no por esto menos interesantes y valiosos, el autor presenta varios métodos de su personal contribución.

Creo finalmente que el presente *Atlas* es una ayuda invaluable para los jóvenes ortopedistas, no sólo en el diagnóstico sino en forma muy especial en el pronóstico y en el control evolutivo de los diferentes tratamientos, al ortopedista pediátrico le es particularmente útil por los capítulos de su interés particular, pero es indudable su valía general.

Finalmente, felicito al autor por este esfuerzo al revisar y actualizar su obra que es de presencia obligada en cada biblioteca personal.

Sociedad Mexicana de Radiología e Imagen

Presidente: Dr. Luis Felipe Alva López

El *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología* es un libro de consulta diaria para los médicos especialistas en Fisioterapia, Traumatología y Ortopedia, Radiología y en general cualquier especialista que tenga que ver con diagnóstico por imagen.

Es un compendio de fácil consulta que reúne las mediciones básicas y específicas que necesitamos en la práctica diaria. Esto lo hace un libro único en su género, ya que el autor recopila todas las mediciones radiológicas en traumatología y ortopedia, que de otra forma, habría que buscar en innumerable literatura.

Para el médico radiólogo se convierte en una herramienta muy útil la consulta diaria de este libro, ya que le ayudará en su informe al médico ortopedista y traumatólogo. Con el paso de los años, este *Atlas* ha cobrado importancia, no sólo por su aporte a la eficiencia en el ejercicio de la especialidad, sino porque muestra un alto nivel en la investigación y el desarrollo de materiales docentes.

De esta manera, por su contenido se convierte en un ejemplo de la medicina mexicana para el mundo. Este libro puede considerarse un clásico que todos los médicos en formación de posgrado y especialistas tienen que tener a la mano.

Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología

Dr. Pedro Yánez

El libro *Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología*, presentado por el doctor Jorge Muñoz Gutiérrez de México, se encuentra dividido en 22 capítulos por segmentos, regiones y algunos temas diferenciados en adultos y niños. Es una obra realizada para correlacionar conocimientos radiográficos y geométricos que nos permiten diferenciar lo normal de lo que no lo es, de diferentes regiones y articulaciones del cuerpo humano. Con esquemas y dibujos claros y completos que permiten ser utilizados por el especialista con facilidad. Es un libro didáctico y útil para la docencia, con una visión global de cómo funciona una articulación, con una progresión lógica de dibujos para orientar, en general, sobre el estudio radiológico a solicitar. Es un texto objetivo que dentro de los atlas conocidos al respecto, proporciona una fuente de consulta importante por su simpleza de información, diferente de los ya conocidos americanos y europeos. Es el resultado de un esfuerzo de recopilación bibliográfica y de experiencia personal, y expuesto en forma ordenada y clara. Es un atlas de consulta, que no exime al lector de profundizar sus conocimientos en los tratados específicos correspondientes. Es muy útil tener todo en un solo texto y en idioma español.

Dedicatorias

A mi hija Lucía Mariana Muñoz Juárez Díaz, quien aparece en la ilustración de fondo de la portadilla, y que ha emprendido el estudio de la Medicina, le deseo que alcance la excelencia en esta bella y apasionante ciencia.

A mi hija Teresa Fabiola Muñoz Juárez Díaz, quien con su fortaleza y perseverancia sabrá también conquistar los más altos niveles de su carrera en Diseño industrial.

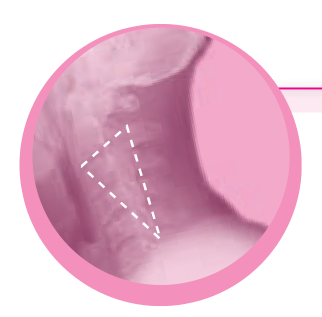
A mi esposa Lilia Aurora, por el amor que siempre me ha tenido y a sus entusiastas hijos Francisco y Adriana.

A mi madre Amelia, quien junto con mi padre, siempre se preocuparon por nuestra preparación.

A la memoria de mi hermano Carlos† y de mi padre Aurelio†.

Parte I
Antecedentes históricos

Contenido



Capítulo 1
Fundamentos históricos

Jorge Muñoz Gutiérrez

El descubrimiento de los rayos X en el siglo XIX permitió que la medicina diera un gran paso en el estudio y el diagnóstico de las enfermedades. Entre las especialidades más beneficiadas con este descubrimiento destacan la ortopedia y la traumatología. La radiología permitió literalmente penetrar en el cuerpo humano, lo que facilitó el diagnóstico de muchos padecimientos cuya identificación hasta entonces había sido difícil. También se descubrió un sinnúmero de patologías, sobre todo en el campo de la ortopedia, como las de etiología tumoral, necrosis avasculares, deslizamientos epifisarios no traumáticos y alteraciones congénitas, entre otros.

Autores como Hilgenreiner, Ombréddane, Putti Böhler, entre otros, idearon ciertos ángulos y mediciones radiográficas formados por las relaciones de uno o más huesos. Estos ángulos son normales y constantes, por lo que tienen utilidad clínica para el diagnóstico, tratamiento y pronóstico en ortopedia y traumatología, pues sólo se alteran bajo condiciones congénitas, degenerativas o traumáticas. Dichas relaciones angulares no son casuales; cambian con el desarrollo y crecimiento del esqueleto hasta estabilizarse en la edad adulta, por lo que cualquier alteración condiciona cambios estructurales, funcionales y biomecánicos.

En la época previa al descubrimiento de los rayos X se establecieron muchas de las bases de la ortopedia moderna. Nicolás Andry publicó en 1741 su obra *L'orthopedie ou l'art de prevenir et corriger dans les enfants, les difformités du corps.*

La obra está constituida por cuatro libros, el primero de los cuales es una introducción de los otros tres y refiere la noción general del cuerpo humano. El segundo trata del arte de prevenir y corregir las deformidades del tronco y las extremidades. El tercer libro detalla las deformidades de brazos, manos, piernas y pies. Finalmente, el cuarto está dedicado a las deformidades de la cabeza. En el segundo libro aparece la ilustración de una madre con sus hijos, sosteniendo una regla que en latín dice *Haec Est Reguli Recti* ("Ésta es la regla de la rectitud"). En el frontispicio del tercer tratado se encuentra la ilustración de un árbol deforme, sostenido mediante un poste y amarrado a éste con una soga. Este libro refiere el desplazamiento de las rodillas de un niño hacia la línea media, es decir, en valgo, por lo que sugiere el siguiente tratamiento: "se debe aplicar, tan pronto como sea posible, una pequeña placa de metal sobre el lado hueco de la extremidad, fijada a la misma mediante un vendaje de lino. Este vendaje debe ser aplicado día a día cada vez más fuerte [...] En una palabra, el mismo método debe ser usado en este caso para recuperar la forma normal de la pierna, tal como se usa para enderezar el tronco encorvado de un árbol joven" (figura 1-1).

Se acredita a Nicolás Andry la autoría de la palabra "ortopedia", proveniente de las raíces griegas *orthos* (recto) y *paidós* (niño), misma que ha prevalecido y se ha usado universalmente, aplicándose a las enfermedades del sistema musculoesquelético tanto de niños como de adultos. También a él se debe el símbolo de la ortopedia, "el árbol de Andry", que ha sido adoptado y adaptado por todos los servicios e instituciones ortopédicos a nivel mundial.

Al ver el árbol de Andry se observa que tiene dos curvaturas: una superior de concavidad izquierda y otra inferior, más amplia, de concavidad derecha; pareciera que fuese una columna vertebral, con la curvatura principal en la región lumbar y la curva secundaria o compensadora en la región torácica, que corresponde al tipo 1 de la clasificación de King, que se caracteriza por ser una curvatura torácica y lumbar, donde la segunda por lo general es más grande que la primera. Al utilizar el método de Cobb (figura 1-2) se observa que la curvatura superior del árbol mide 46 grados y la inferior 37 grados.

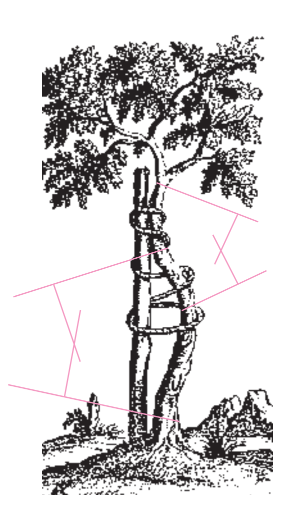


Figura 1-2. El árbol de Andry medido con el método de Cobb.

Peltier, retomando una idea original de Bauer, solicitó por correo el logotipo de las sociedades e instituciones de ortopedia de todo el mundo para ser publicados en el bicentenario de Clinical Orthopaedics and Related Research. Por lo que toca a México, el autor de la presente obra tuvo el honor de ser elegido por el doctor Roberto Solares Ahedo, jefe del Servicio de rodilla del desaparecido Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional (donde el doctor Muñoz era médico adscrito en 1985), para realizar el diseño del logotipo de la Sociedad de Traumatología y Ortopedia de dicho hospital, mismo que fue publicado en el artículo de Peltier (figura 1-3*A*). El autor diseñó en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval un logotipo de la Sociedad de Cirujanos Ortopédicos Navales, con el árbol de Andry amarrado a un ancla (figura 1-3B).

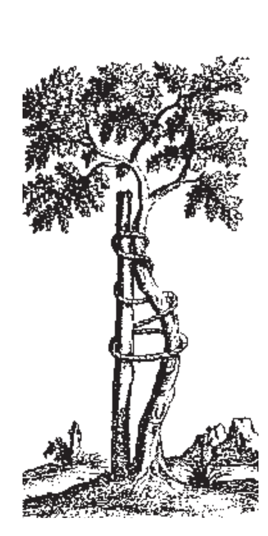


Figura 1-1. Árbol de Andry.

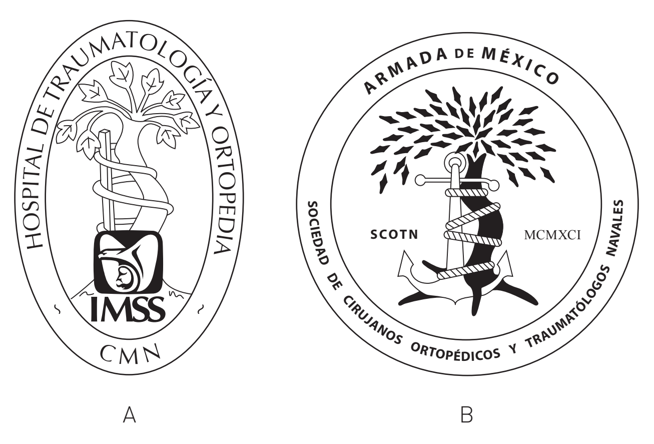
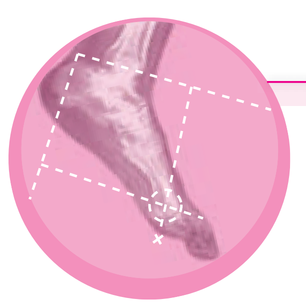


Figura 1-3. **A,** logotipo del Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional. **B,** logotipo de la Sociedad de Cirujanos Ortopédicos Navales del Centro Médico Naval.

Parte II

Enfoque geométrico de las mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología

Contenido



Capítulo 2

Mediciones en ortopedia

Jorge Muñoz Gutiérrez

*"No se puede aprender sin enseñar,
no se puede aprender ni enseñar sin evaluar."*
Maurice E. Müller, 1984

Introducción

Desde tiempos remotos la gente ha utilizado puntos de referencia para llevar a cabo sus actividades cotidianas. Por ejemplo, para llegar a un lago se guiaba por la ubicación de alguna roca o un árbol, y para delimitar su territorio y no invadir el de sus vecinos reconocía esas marcas o señalamientos. De esta manera nacieron la topografía y la geometría. Mediante estos principios (angulaciones, triangulaciones, etc.), Erastótenes pudo calcular hace 2 200 años la circunferencia de la Tierra utilizando dos postes situados a 800 kilómetros de distancia uno del otro, en Siena, Egipto, aplicando un principio elemental: "si dos rectas paralelas son cortadas por una tercera recta, los ángulos interiores alternos son iguales".

Con el uso de los rayos X se establecieron las relaciones entre las partes de un hueso y las relaciones angulares y topográficas (geométricas) entre dos o más huesos. Así surgieron las mediciones, líneas, distancias, ángulos, etc. Se desarrollaron múltiples métodos para evaluar un trastorno, muchos de ellos por demás ingeniosos, pero otros, como opina Lelièvre, muy relativos, puesto que tales mediciones

se alteran cuando ocurre una mínima torsión, flexión u oblicuidad del segmento corporal que se analiza. Debido a lo anterior, Lelièvre afirma que el interés de dichas construcciones es sólo teórico.

Debido a la carencia de un libro que agrupe las mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología, este texto reúne la mayor parte de las mediciones existentes de todos los segmentos corporales exclusivamente mediante dibujos —y no radiografías— para lograr mayor precisión al localizar los puntos de referencia de dichas mediciones. Se incluyen mediciones poco conocidas de autores mexicanos, así como métodos originales (que desafortunadamente son muy pocos) cuyo desarrollo y publicación presenció el autor de esta obra en su etapa como residente, además de varios métodos personales (en total 10) desarrollados por él en años recientes.

Los métodos de mediciones radiográficas obedecen a múltiples propósitos, como reconocer un signo para hacer un diagnóstico, medir la cuantía de un desplazamiento o la reducción de una fractura, valorar la posición de una prótesis, vigilar la evolución de un padecimiento o decidir un tratamiento, y evaluar el resultado de ambos.

Cowell (1990) menciona que las mediciones obtenidas de radiografías forman parte integral de la toma de decisiones clínicas en el cuidado de los pacientes ortopédicos, e indica que los resultados de estas mediciones expresados en un número específico de grados sugieren que se ha confirmado una descripción confiable de las relaciones radiográficas entre uno o más huesos.

Las mediciones pueden ser tan simples como trazar una línea o un punto, o bien ser tan complejas como la de Boon-Itt, que resultó poco práctica y fue rápidamente desechada.

Algunas mediciones requieren de aparatos como los artrómetros para producir tracción en determinada articulación o segmento corporal; otras se expresan simplemente como relaciones de porcentajes, sumas o sustracciones, y otras más están concebidas con modelos matemáticos muy complicados. Existen métodos que necesitan el respaldo de un programa de computación o que requieren apoyarse en la artrografía o en la tomografía por computadora, lo que trae por consecuencia que algunas mediciones sean teóricas. Es bien sabido que todo experimento debe ser reproducible y susceptible de ser comprobado; así, al carecer de esta condición, existen métodos que no pueden utilizarse en la práctica cotidiana.

Factores de error

Carman y colaboradores (1990) mencionan que si una radiografía es medida por dos o más personas, los resultados pueden variar de manera considerable. James (1976) estableció que puede haber una variación de hasta 5° en la medición de la escoliosis con el método de Cobb cuando es realizada por dos o más personas, lo que da lugar a falsos positivos. Otros autores, como Lonstein y Carson (1984), y Sach y colaboradores (1987), admiten como margen de error aceptable sólo 3°. Morrissy y colaboradores (1990) publicaron un experimento en el que analizan la variabilidad de error. Escogieron 48 radiografías con escoliosis torácica, toracolumbar y lumbar con un rango de entre 20 y 40° de curvatura. Las mediciones fueron tomadas por dos cirujanos ortopedistas pediátricos muy experimentados: un cirujano que se entrenaba en ortopedia pediátrica y un residente de ortopedia en su último año. Cada uno de ellos midió las radiografías cuatro veces, con al menos una semana de intervalo entre cada medición. Las mediciones fueron las siguientes:

- Tipo 1. Cada examinador eligió libremente las vértebras transicionales de las curvas sin el conocimiento de las mediciones que había hecho la semana anterior.
- Tipo 2. En estas mediciones se fijaron con anterioridad las vértebras transicionales de las curvas.
- Tipo 3. Exactamente igual a las de tipo 2, pero con la diferencia de que en las mediciones tipo 1 y tipo 2 cada examinador usó su propio goniómetro (el que portaba y usaba todos los días); en el caso de las de tipo 3, se les proporcionó un mismo goniómetro, con la línea basal impresa, que fue usada en las mediciones en lugar del borde de la misma regla. Con este experimento se demostró que las mediciones hechas por varias personas pueden variar, al igual que las mediciones hechas por una sola persona en diferentes intervalos.

Carman y colaboradores utilizan el índice de error, que es un método para expresar la variabilidad, y que se expresa de la siguiente manera:

$$\sum[(Y1 - Y2)^2 + (L1 - L2)^2]^{1/2}/\text{número de mediciones}$$

En esta fórmula, los valores Y1, Y2, L1 y L2 representan la primera y la segunda elección de las vértebras transicionales de la curva. Quien escoja siempre las mismas vértebras transicionales tendrá un índice de error igual a cero. Otros factores de error son el tipo de lápiz usado, la anchura de la línea dibujada y, en general, la identificación y localización adecuadas de los elementos anatómicos de referencia.

En el experimento anterior, Morrissy revisó los goniómetros de los examinadores y encontró que dos de ellos eran de la misma marca; al superponerlos, hizo coincidir la línea vertical de los 90°, pero observó que el resto de los radios no coincidían, ya que el semicírculo de 180° estaba impreso a diferente distancia del borde del goniómetro.

Método para localizar el centro de un círculo

Se puede utilizar un compás o los círculos concéntricos de Mose (figura 2-1, derecha). Si no se cuenta con ellos, se

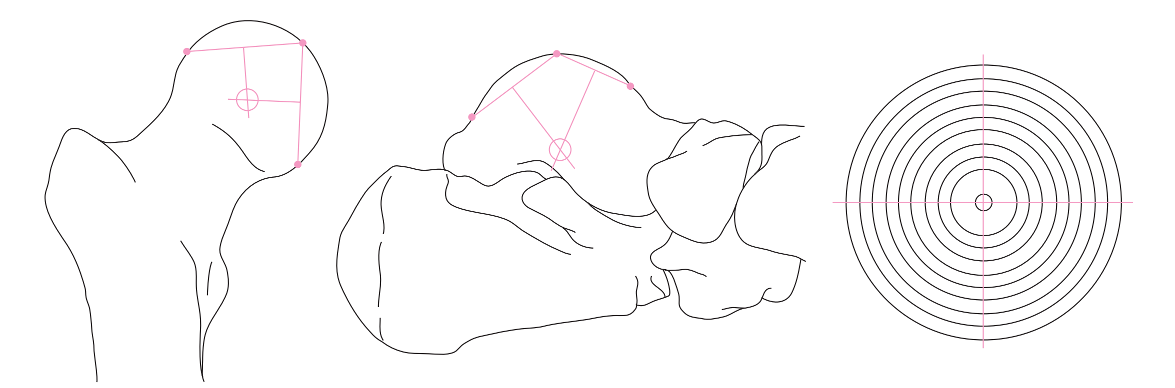


Figura 2-1. *Izquierda y centro*, método para localizar el centro de un círculo. *Derecha*, círculos concéntricos de Mose.

procede a utilizar el método de triangulación, que consiste en situar tres puntos en la circunferencia de la cabeza de un hueso, como la del fémur (figura 2-1, izquierda) o la del astrágalo (figura 2-1, centro), para formar un triángulo. Es suficiente señalar los tres puntos arbitrariamente y unirlos mediante sólo dos líneas. En seguida se localiza el sitio medio de cada una de las líneas y se trazan rectas perpendiculares a ellas; el sitio de intersección de dichas perpendiculares es el centro geométrico aproximado.

En cuanto a los goniómetros, se puede utilizar desde un simple transportador escolar hasta los goniómetros articulados de uso genérico. Muchos autores han diseñado sus propios goniómetros, que son plantillas transparentes de distinto tamaño, utilizados por lo general para realizar mediciones pélvicas u otras aplicaciones. Algunos de ellos son el coxómetro de Lequesne; la regla *Fix*, citada por Böhler(1956); el isquiómetro radiológico de Müller (1956), aún en uso (con algunas variantes); los transportadores deslizantes de Tideström (1964; véase figura 7-57); el medidor de cabezas femorales de Edgren (1965), y los discos de Edholm (1966). Cabe mencionar que a lo largo de su trabajo, Edholm se refiere a ellos como "el instrumento", sin darles ningún nombre específico. Este dispositivo es muy interesante, ya que cada uno de los círculos representa un sistema de coordenadas de tres ejes de fácil construcción, que aún puede ser adquirido en Suecia. También cabe citar la plantilla de Williamson (véase figura 9-12) para las fracturas supracondíleas del húmero, así como el podómetro de Djian (véase figura 2-2), el cual puede determinar los ángulos de Costa-Bartani y el del *hallux valgus,* así como el trapecio de apoyo del retropié, sin necesidad de dibujar líneas en la radiografía, superponiendo simplemente el podómetro en ésta.

Los círculos concéntricos de Mose (1964; aún en uso hoy en día) presentan incrementos de 2 mm, y se utilizan para medir y determinar el tamaño y la forma de la cabeza femoral en la enfermedad de Legg-Perthes (figura 2-1); este método modifica el originalmente descrito por Goff (1959). Cabe recordar el nomograma de Bär y Breitfuss (1989) para determinar el verdadero ángulo en el plano sagital y coronal (figura 2-3); la plantilla de Schneider (1982) para determinar la posición de la prótesis de autobloqueo de Müller; la plantilla de Berger y Amadio (1974), utilizada para predecir la rotura de los ligamentos radiocarpianos; o el curioso goniómetro de Brod (1973), exclusivo para medir el ángulo de la escoliosis con el método de Cobb. Este goniómetro está

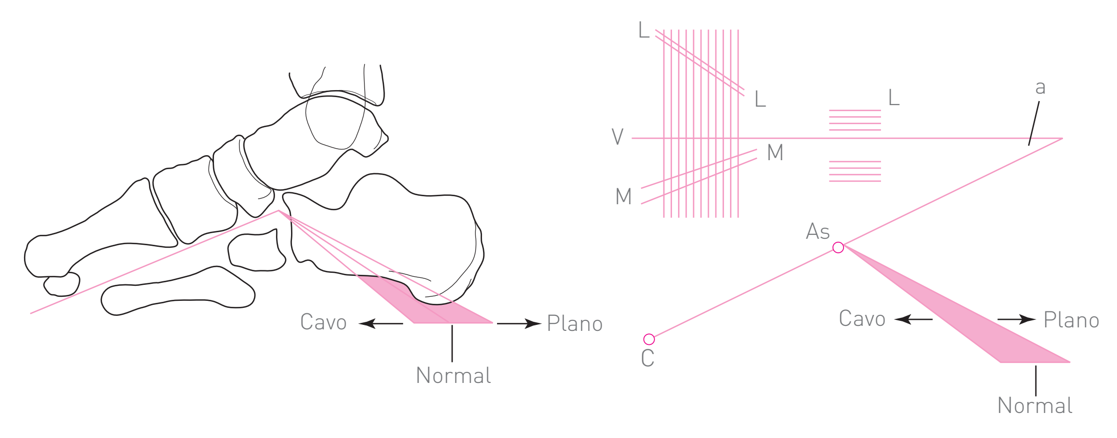


Figura 2-2. Podómetro de Djian.

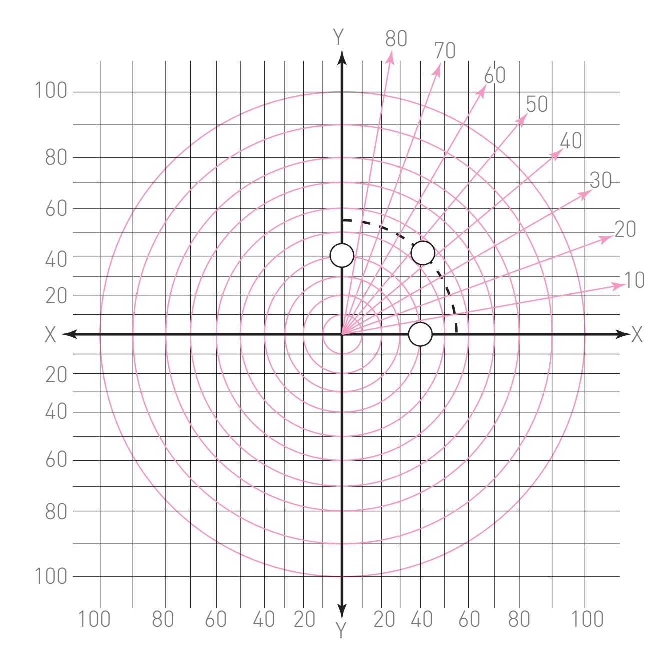


Figura 2-3. Nomograma de Bär y Breitfuss.

hecho con dos placas radiográficas no expuestas unidas por un eje, que al ser reveladas presentan un color azul transparente. En la hoja superior (*a*) se encuentra un círculo dividido en 360° con líneas horizontales (figura 2-4, izquierda); la hoja inferior (*b*) también tiene líneas horizontales. Tanto la hoja superior como la inferior giran mediante el eje que las une. Se hace coincidir una línea horizontal de la hoja superior en la plataforma de la vértebra transicional superior de la curva, así como una línea horizontal de la hoja inferior en la vértebra transicional inferior de la curva (figura 2-5, derecha), lo que de manera automática revela el valor de la curva (Merlino, 1973).

Actualmente existen cinco goniómetros de Müller (uno de ellos es el isquiómetro, con una variedad portátil, y otro con la tabla de ángulos CCD), así como la plantilla MEM (en honor a ME Müller), para la evaluación posoperatoria

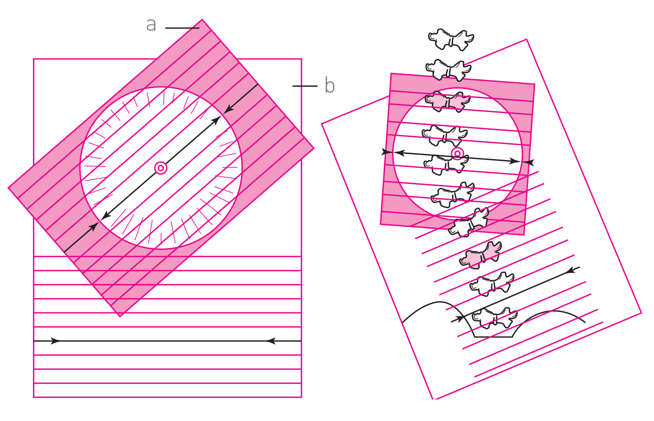


Figura 2-4. Goniómetro de Brode.

de la prótesis total de cadera. Con ellos se mide en forma automática y simultánea la posición neutra o en varo o valgo del vástago femoral, el ángulo CE, la inclinación del componente acetabular, la pared del techo acetabular y la posición tanto vertical como horizontal de la prótesis. Asimismo, pueden citarse el torsiómetro de Perdriolle (1979), que se utiliza para medir la rotación de las vértebras en la escoliosis, y los tradicionales goniómetros articulados de uso generalizado.

El autor de esta obra diseñó una plantilla de usos múltiples en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval, en la que se incluyen el podómetro de Djian, los círculos de Mose y un transportador (figura 2-5).

Influencia de la posición anatómica en la proyección radiográfica de los ángulos

Como se sabe, la posición anatómica de un segmento corporal influye en la proyección radiográfica de los ángulos óseos. El ejemplo más conocido es el ángulo cervicodiafisario del fémur. En la posición neutra (con la rodilla al cenit), el ángulo cervicodiafisario mide 130°. Este ángulo aumenta con la rotación medial o lateral del fémur (figura 2-6). En la figura 2-7 se observa que la rotación lateral del fémur puede aumentar el ángulo cervicodiafisario desde 120 hasta 141°, en tanto que con la rotación medial puede disminuir desde 120 hasta 116°.

Los ángulos de Costa-Bartani y otros para medir la bóveda plantar también cambian con la angulación en valgo del retropié, mientras que las contracturas articulares afectan las mediciones de longitud de las extremidades. Así, como menciona Lelièvre, cualquier cambio o alteración en la alineación de un segmento corporal modifica la proyección de los ángulos, lo que origina una medición falsa.

La alteración o distorsión de los ángulos se debe a que los ejes que forman el ángulo no son paralelos al plano de la placa radiográfica. Cuando los ejes que forman un ángulo se acercan o alejan del plano de la placa (es decir, cuando pierden su paralelismo con dicho plano), la proyección del ángulo se altera y registra un valor más alto que el real.

En la figura 2-8 se muestra cómo se modifican los ángulos cuando se acercan al plano de la placa radiográfica o se alejan de él. Si los ejes quedaran completamente perpendiculares al plano de la placa, se proyectaría una línea continua con un ángulo de 360° (figura 2-9). En la figura 2-6 se puede apreciar que con diferentes grados de rotación del fémur, el ángulo cervicodiafisario aumenta hasta perderse, mientras que la distancia cefalotrocantérica o articulotrocantérica no se altera. En la radiografía de la columna vertebral, una pequeña rotación del paciente provoca que la cifosis o la lordosis normalmente presentes aumenten o

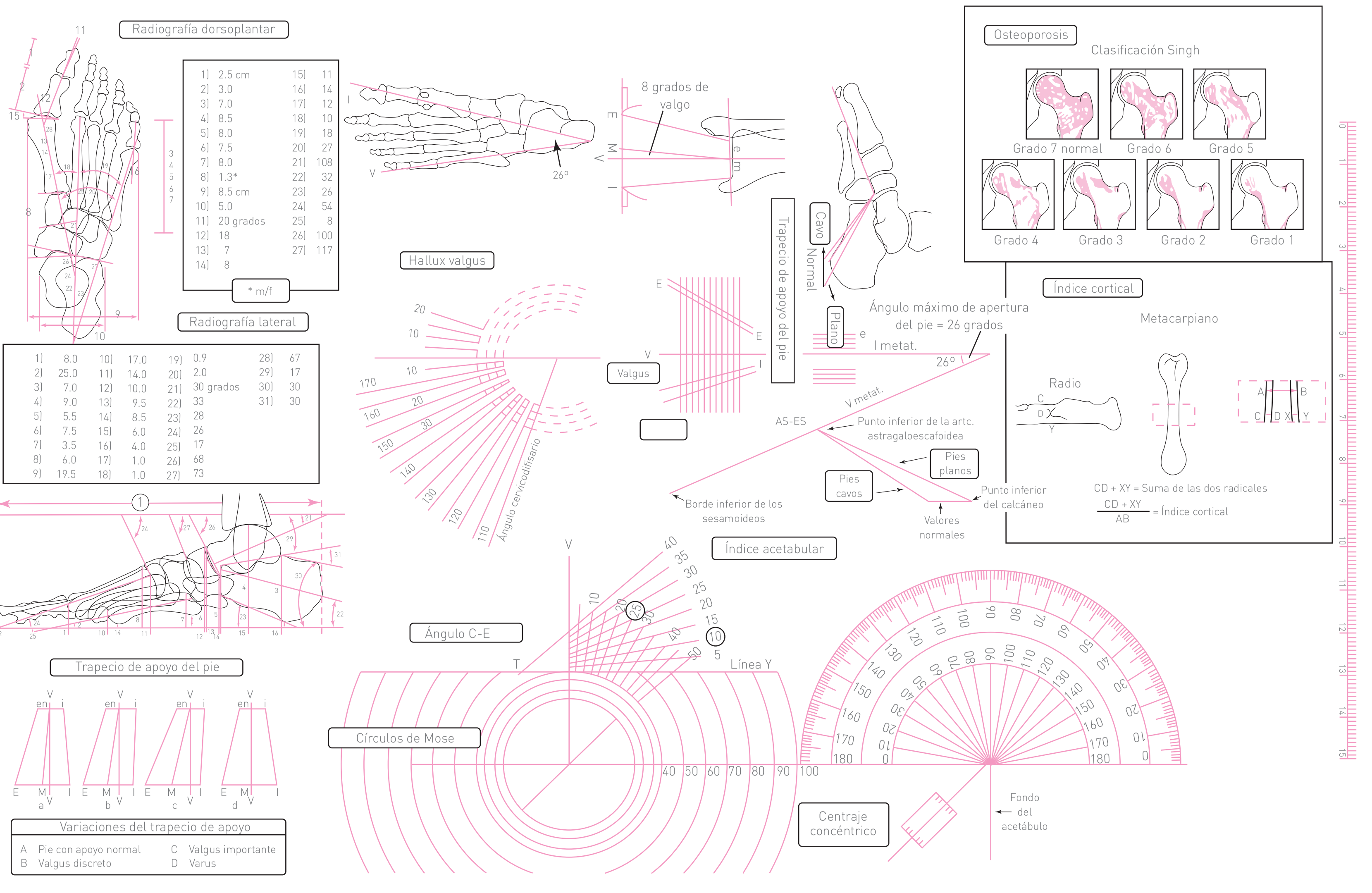


Figura 2-5. Plantilla usada en el Centro Médico Naval.

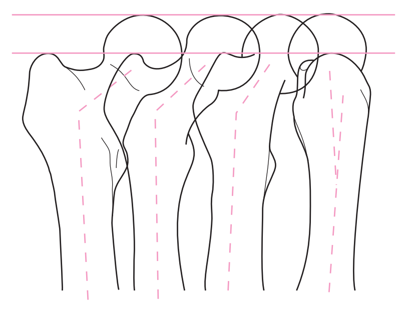


Figura 2-6. Las rotaciones alteran el ángulo cervicodiafisario, pero no la distancia cefalotrocantérica.

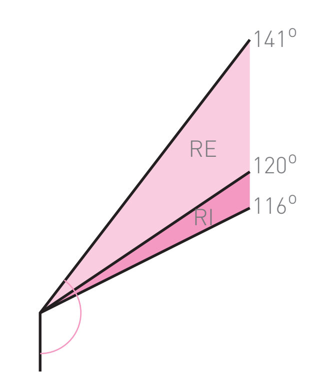


Figura 2-7. Ángulo cervicodiafisario en las rotaciones medial (RI) y lateral (*RE*).

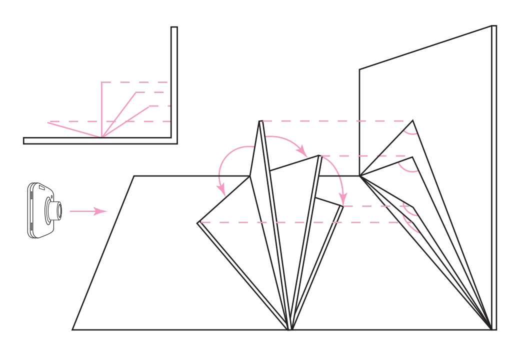


Figura 2-8. Si el cuerpo triangular pierde su paralelismo con la placa radiográfica, ya sea acercándose o alejándose de ésta, el ángulo se altera.

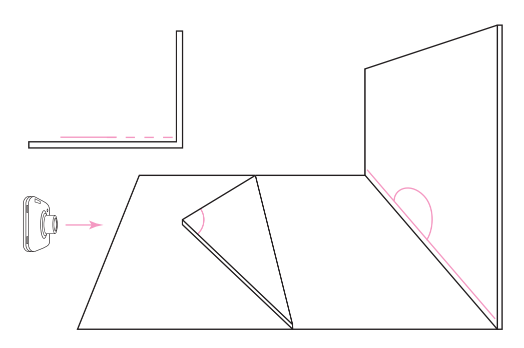


Figura 2-9. Si el cuerpo triangular queda paralelo al haz de rayos X, el ángulo desaparece.

disminuyan el ángulo de la curvatura de la escoliosis, según la dirección de la rotación.

En consecuencia, es posible llegar a las siguientes conclusiones:

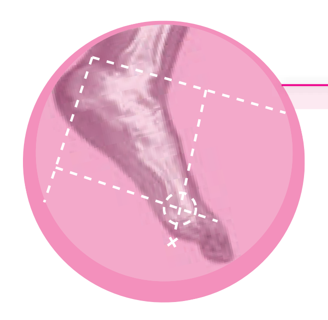
a) El haz de rayos X debe ser perpendicular al plano de la placa radiográfica.
b) Los ejes del ángulo deben ser paralelos al plano de la placa radiográfica.
c) Los ejes del ángulo deben ser perpendiculares al haz de rayos X.
d) Cualquier divergencia o convergencia de los ejes del ángulo (pérdida del paralelismo o de la perpendicularidad con relación a la placa radiográfica o el haz de rayos X, respectivamente) altera el valor del ángulo proyectado.
e) La deformación debe estar en un solo plano.
f) Cuando el paciente es obeso, se requiere de una técnica radiográfica adecuada para no oscurecer los elementos anatómicos.
g) Cuando el estudio involucra radiografías de huesos largos, en ocasiones se requiere de dos proyecciones oblicuas además de las proyecciones axial y frontal.

Desde el punto de vista clínico, dichas relaciones se alteran con las rotaciones del eje longitudinal de un hueso, con las contracturas en flexión de las articulaciones, en las angulaciones en el plano frontal (en varo o valgo), en las angulaciones en el plano sagital (en *antecurvatum* o *retrocurvatum*) y en combinaciones de varias de las condiciones referidas.

Cabe mencionar que en geometría y matemáticas se acostumbra utilizar el alfabeto griego para marcar en forma progresiva los ángulos que se generan en algún modelo, y los métodos de medición no son la excepción. Algunos autores utilizan números, o en ocasiones sólo se refieren a ellos por su nombre, como "ángulo del surco", "ángulo cervicodiafisario", etc.; otros más nombran a las líneas o puntos de referencia de acuerdo con el nombre del hueso o de la parte de éste que se marca, por lo general con siglas en inglés. En la presente obra, y para fines didácticos, se ha tratado de evitar la utilización de términos en inglés, siglas o letras del alfabeto griego hasta donde es posible; en otras ocasiones se ha recurrido a la traducción, como en el caso de la línea del eje mecánico que une a la cadera, la rodilla y el tobillo, a la que se denomina línea CRT (de **c**adera, **r**odilla y **t**obillo), en inglés HKA (*hip, knee, ankle*).

Existen muchos ejemplos de mediciones originales a las que se aplican varias modificaciones, es decir, son modificaciones de rectificaciones o variaciones sobre una misma medición.

En cada uno de los capítulos de la presente obra se describen las mediciones más usadas por regiones anatómicas, el procedimiento para medirlas, sus valores normales y las entidades patológicas en las que se alteran.



Capítulo 3

Geometría y radiometría

René Molnar de la Parra

Introducción

En el siglo XIX la termodinámica floreció debido a la gran cantidad de experimentos que se registraron, lo que también sucedió con las variables importantes de los procesos estudiados. Al leer la historia de la física de este siglo puede advertirse la necesidad de proponer metodologías de medición y teorías que explicarán los resultados experimentales obtenidos.

La construcción de las máquinas de vapor constituye un claro y bello ejemplo de cómo los experimentos se adelantaron a las teorías. Aunque se disponía de un gran acervo de información experimental, estas máquinas aparecieron en Inglaterra y Alemania sin que hubiese una teoría estructurada al respecto. Se hizo patente la necesidad de establecer una serie de principios acerca de esta parte de la física, y de esa manera se fundamentó una teoría formal para explicar los resultados experimentales. Lo anterior fue posible debido al acierto de tomar buenas mediciones.

Con la electricidad ocurrió algo diferente: con poca información de la experiencia fue posible construir una teoría muy compleja que predijo resultados experimentales y propuso experimentos y fenómenos hasta entonces inimaginados.

En el siglo XX destacaron científicos como Watt, Carnot, Clausius y Lord Kelvin. Este último propuso el método para establecer la escala internacional de temperatura (grados Kelvin), además de contribuir a la ciencia y la ingeniería con gran cantidad de aportaciones, entre las que destaca el tendido del primer cable telefónico trasatlántico.

En una ocasión, un estudiante preguntó a Kelvin qué valor tenían las mediciones, a lo que él respondió: "Cuando uno puede medir aquello de lo que está hablando y expresarlo en números, se sabe algo acerca de ello; pero cuando no puede medirlo, cuando no puede expresarlo en números, su conocimiento es escaso e insatisfactorio. Podrá ser un principio de conocimiento, pero escasamente ha avanzado su conocimiento a la etapa de una ciencia".

Si se sigue esta línea de pensamiento, es necesario contar con una metodología para medir las propiedades y características de un sistema determinado de la Naturaleza, pues sólo así es posible tener conocimientos reales y objetivos del mundo.

Conceptos básicos

En esta obra acerca de las mediciones radiográficas ortopédicas aparece una gran cantidad de técnicas de medición, pero es común a todas ellas tomar como base ángulos, construcciones geométricas, relaciones, líneas, ejes, índices y otros conceptos similares.

Es importante definir y comentar algunos de los términos propios de las mediciones radiográficas para que al ser utilizados no carezcan de sentido, ya que en la medida en que estas ideas sean claras para quien las use, sus mediciones aportarán algo más que la cifra en una regla o el trazo sobre una radiografía.

Ángulo. Definir un ángulo no resulta fácil desde el punto de vista conceptual, pero es posible proponer una descripción de cómo se obtiene un ángulo y tomar este proceso de construcción como una forma de definición. Un ángulo se genera al hacer girar un eje alrededor de un punto fijo llamado polo, perteneciente al eje que rota (figura 3-1). En general, los ángulos se miden en grados o radianes (figura 3-2).

Arco. Trayectoria que sigue un punto al moverse a lo largo de una curva. En algunos casos es común llamar cuerda al arco de una curva, ya que al acomodar una cuerda a lo largo del arco y después medirla se puede obtener la longitud de dicho arco. Esta cantidad se mide en centímetros o milímetros, según la escala que se utilice para las mediciones. Es útil trazar curvas con un centro común, que por lo general es la articulación en su movimiento de rotación; a los trazos de este tipo se les llama concéntricos. Los arcos que describen los movimientos de las articulaciones pueden interpretarse como rectas que se han curvado a lo largo de su movimiento.

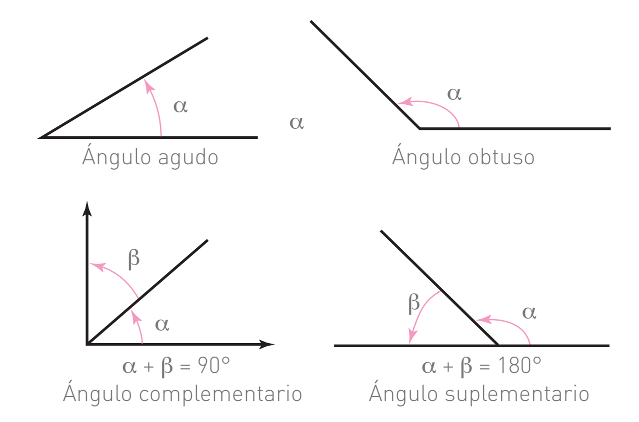


Figura 3-1. Ángulos agudo, obtuso, complementario y suplementario.

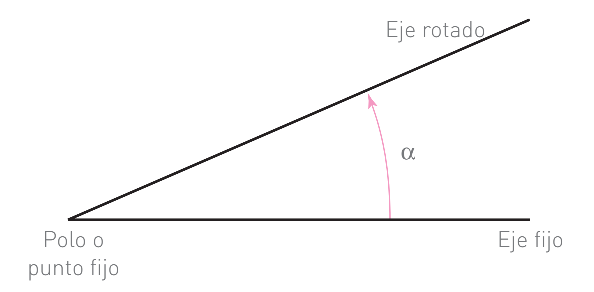


Figura 3-2. Medición de ángulos.

Bisectriz. Línea que pasa por el vértice de un ángulo y lo divide en dos partes iguales. A continuación se presenta la manera más común de trazar una bisectriz:

a) Tomar cualquier distancia sobre los ejes que forman el ángulo con respecto al cual se pretende trazar la bisectriz, medida esta distancia desde el vértice.
b) Trazar dos perpendiculares en los extremos de las líneas que se marcaron sobre los ejes (las cuales partieron del vértice) y continuar el trazo hasta que estas líneas se corten.
c) Unir al vértice con este nuevo punto, para obtener así la bisectriz del ángulo.

Curvatura. Desviación de un punto de la línea recta. Cabe recordar los siguientes principios:

a) Para ser definida correctamente, una curvatura requiere de un centro de curvatura C.C. (figura 3-3).
b) A la distancia que va del centro a la curva se le llama radio de la curvatura. Por lo general se proponen circunferencias para describir la curvatura de una trayectoria o de un cuerpo, como la columna vertebral; un caso extremo es la línea recta, que tiene radio de curvatura infinito.
c) Si la curvatura está del lado central, se dice que la curva es cóncava.
d) Si la curvatura está del lado opuesto al central, se dice que la curva es convexa.

Diámetro. Recta que pasa por el centro de una figura circular, esférica o cilíndrica, y la divide en dos partes iguales (figura 3-3). El diámetro de una circunferencia sólo tiene una medida, pero en el caso de una elipse (como sucede con la imagen que proporciona el anillo metálico de referencia de una prótesis acetabular) existe un diámetro mayor y un diámetro menor. Estas medidas son de utilidad para calcular la relación eje mayor/eje menor, que está relacionada con el ángulo de anteversión del componente acetabular.

Grado. Nombre dado a cada una de las 360 partes en que se dividen la circunferencia y el círculo. Para medir ángulos se requiere de un transportador, que está dividido en grados, como una regla lo está en centímetros; los transportadores pueden ser circulares o semicirculares. El círculo está dividido en 360° por una razón histórica, ya que en algún tiempo tuvieron cierto éxito los sistemas sexagesimales, que fueron sustituidos por el sistema decimal. Al medir un ángulo es importante saber si éste es positivo o negativo. Se dice que un ángulo es positivo si la recta que genera se hace girar en sentido contrario al de las manecillas del reloj, y negativo si el giro es en el mismo sentido que las manecillas del reloj (figura 3-4).

Incertidumbre. Al tomar medidas es posible que exista cierto grado de incertidumbre. Los resultados de las mediciones en física o en ingeniería por lo común se expresan mediante una cantidad que refleja el factor de incertidumbre (p. ej., 23.5 cm ± 0.05 cm); esto debe entenderse como la medida con que puede juzgarse la calidad del proceso de medición. Es fácil determinar la incertidumbre de un instrumento de medición si se considera la mínima escala de medición y se divide entre dos, para así obtener el valor medio. En el ejemplo anterior, la mínima distancia que se puede medir es un milímetro; por tanto, la incertidumbre es de un milímetro dividido entre dos, es decir:

$$\text{Incertidumbre} = 0.1 \text{ cm}/2 = \pm 0.05 \text{ cm}$$

Se debe tener presente que al tomar varias mediciones de un mismo objeto conviene calcular el promedio aritmético de

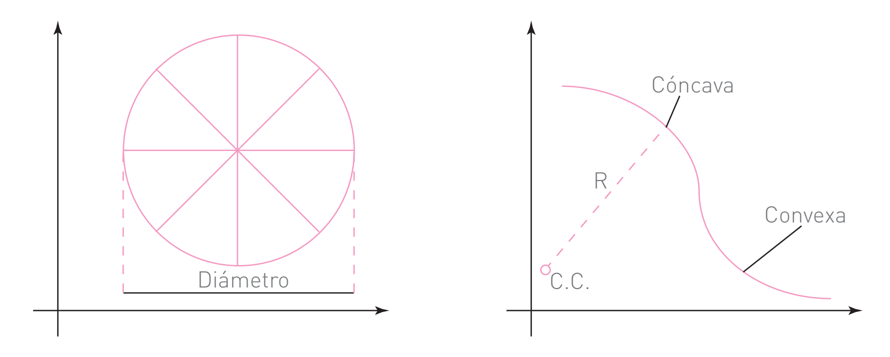


Figura 3-3. Diámetro, curvatura.

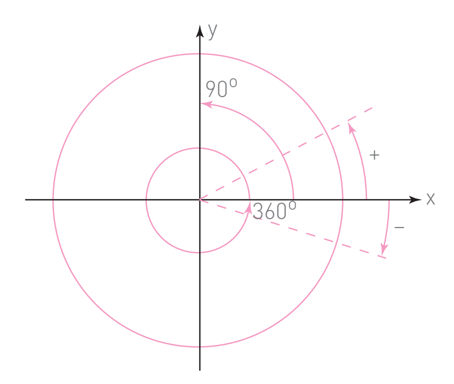


Figura 3-4. Ángulos positivos y negativos.

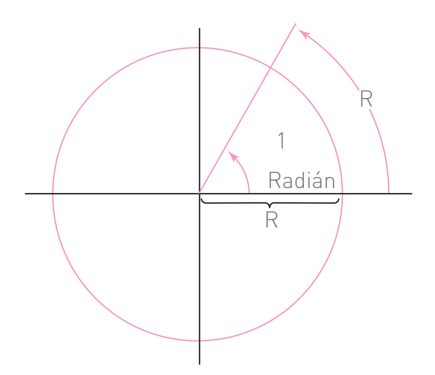


Figura 3-5. Radianes.

estas cantidades, el cual se obtiene al sumar las cantidades y dividir el resultado entre el número de sumandos. Este cociente revela el promedio de las mediciones tomadas.

Instrumentos de medición. Entre los instrumentos utilizados para efectuar mediciones pueden citarse el transportador y la regla. Cabe mencionar el comentario de un prestigiado investigador, que aconseja lo siguiente: "No permita que los instrumentos de medición lo engañen. Vea todos los instrumentos de medición con desconfianza (aunque se vean bonitos) y trate de verificar su calibración cada vez que pueda". En el caso de la ortopedia, las reglas y los transportadores que se utilizan a menudo son de plástico, el cual se deforma con gran facilidad al ser expuesto al calor del cuerpo debido al bajo punto de fusión de este polímero. No deben dejarse olvidados estos instrumentos en el automóvil o en lugares donde el sol u otras fuentes de calor puedan dañarlos. Asimismo, conviene comparar la lectura obtenida con estos instrumentos con las realizadas por otras personas, o bien medir de nuevo con otros instrumentos para poder comparar las escalas y comprobar si no se han alterado con el uso.

Radián. Ángulo formado por un arco de circunferencia cuya longitud es igual a la del radio de la circunferencia que contiene al ángulo. Un círculo contiene 2π radianes, esto es, en 360° existen 6.2832 radianes; por tanto, se puede deducir que un radián tiene aproximadamente 57.2958°. Cuando se utilizan cálculos que involucran funciones trigonométricas, es común utilizar este tipo de medidas angulares (figura 3-5).

Razón. Relación establecida por comparación entre dos magnitudes que se expresa numéricamente. La razón o relación indica cuán grande o chica es una cantidad con respecto a otra. Se dice que una de estas cantidades está en relación lineal con otra; saber que algo puede ser más grande o chico en un número dado de veces tiene gran importancia si se pretende comparar esas cantidades mediante la razón existente entre ellas. La relación entre dos cantidades se obtiene al dividir una entre la otra. Cabe mencionar que el resultado de esta división no tiene unidades; es decir, si se dividen centímetros entre centímetros, el resultado obtenido es una cantidad que no tiene unidades. Si el cociente o razón de dos cantidades resulta igual a uno (la unidad), se dice que las cantidades son iguales entre sí; por otra parte, si la razón o cociente es un número mayor que uno, entonces la cantidad del denominador es menor que la del numerador. Finalmente, si esta razón es menor que la unidad, la cantidad del denominador es mayor que la del numerador. Estas conclusiones resultan útiles no tanto al calcular la relación o razón, sino cuando ésta se propone y hay que aplicarla a una medición dada. Es muy común proponer relaciones porcentuales en vez de sólo la simple relación o proporción entre dos cantidades. Posiblemente esta forma resulte más práctica, pues es más fácil manejar un cambio porcentual que un cambio en fracciones de unidad. Así pues, cabe definir un índice porcentual como:

$$\text{Índice} = \text{medida } A/\text{medida } B \times 100$$

Esta relación se obtiene mediante la regla de tres simple de la siguiente manera: se consideran las mediciones A y B; si se propone que la medición B sea el 100%, es razonable preguntarse en qué porcentaje A es mayor o menor que B. Para resolver esta pregunta se plantean las relaciones de la siguiente manera:

$$B = 100$$

$$A = X$$

Al despejar la incógnita (que es el índice propuesto) en estas igualdades se obtiene:

$$X = \frac{A}{B} \times 100$$

Cabe recordar que la mayoría de los autores propone índices mayores que la unidad; por tanto, al calcular cualquier índice es necesario considerar a la cantidad numéricamente mayor como B y a la menor como A. El cociente A/B será un número menor que la unidad, el cual al ser

multiplicado por 100 dará una cantidad que tendrá por lo menos un dígito entero.

Segmento. Parte de una línea recta perfectamente delimitada entre dos puntos. En las radiografías es muy común encontrar la delimitación de segmentos en los trazos de líneas; es un término muy común y útil en geometría. También es posible hablar de segmentos circulares, los cuales se determinan al localizar con precisión los puntos entre los cuales se considera el segmento.

Simetría. Proporción adecuada de los componentes de un cuerpo o figura, de modo que existan dos partes exactamente iguales, pero contrapuestas. Al ver una radiografía es fácil apreciar la simetría que el esqueleto humano tiene con respecto a la columna vertebral; cuando esta simetría no aparece en la estructura, se presentan problemas que deben corregirse. La simetría es evidente en el caso de la columna vertebral, pero es importante recordar que se puede tener simetría con respecto a un punto y a un plano y no sólo a una línea.

Sistema de referencia. Lugar geométrico sobre el plano de trabajo (en general, una radiografía) en el cual se propone un punto como origen de este sistema. Se trazan dos líneas perpendiculares (que formen 90° una respecto de la otra); casi siempre una de ellas es horizontal y la otra vertical, pero esto no es una regla, ya que pueden proponerse sistemas de coordenadas inclinados si esto conviene a la medición. Por lo general, no importa la inclinación del sistema de referencia, sino que sea perpendicular. A estos sistemas se les llaman cartesianos, abscisas a las distancias sobre el eje horizontal y ordenadas a las distancias sobre el eje vertical. Es necesario proponer alguna unidad de medida, de preferencia una unidad del sistema internacional (es decir, milímetros, centímetros o metros) (figura 3-6).

Tangente. Al realizar trazos sobre radiografías se hace necesario obtener segmentos de rectas que toquen sólo **un punto** del hueso que es objeto de estudio. Este trazo es de utilidad tanto en ortopedia como en otras ramas del conocimiento. Una recta tangente es aquella línea que sólo toca una superficie en un punto, con la condición de que el radio de curvatura sea perpendicular (forma 90°) a ella; esta condición es indispensable, ya que de otra forma se puede trazar un número infinito de líneas que pasen por un punto sin ser tangentes a la curva o superficie (figura 3-7).

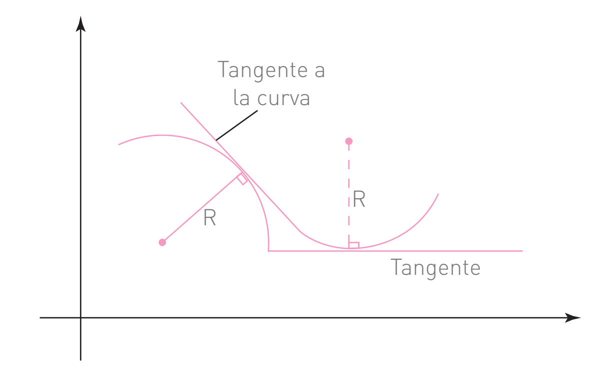


Figura 3-7. Tangente.

Trazo. En la radiometría radiográfica ortopédica es muy común trazar líneas y ejes que pasan de un punto a otro de algún hueso. Al respecto cabe mencionar lo siguiente:

a) Dado un punto, se puede trazar un número infinito de rectas que pasen por éste (figura 3-8).
b) Dados dos puntos (*A* y *B*), sólo se puede trazar una y sólo una recta que pase por estos puntos (figura 3-9).
c) Dados tres puntos (*A*, *B* y *C*), se puede hacer pasar una curva por ellos, como una circunferencia o una parábola (figura 3-9).

Al efectuar trazos sobre una radiografía se recomienda utilizar un lápiz con punta afilada y dureza *B* para obtener una línea definida y delgada, ya que si se usa un lápiz tipo

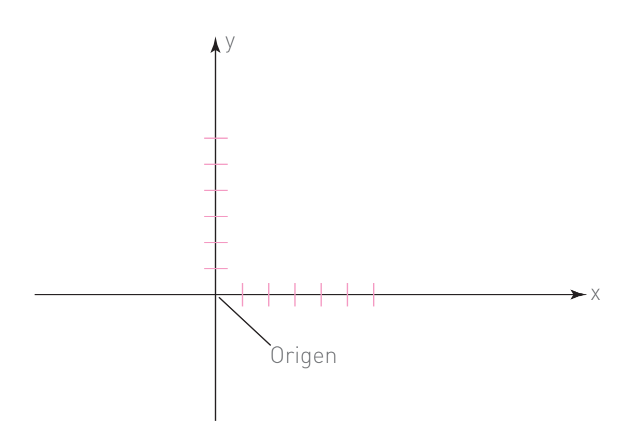


Figura 3-6. Sistema de referencia.

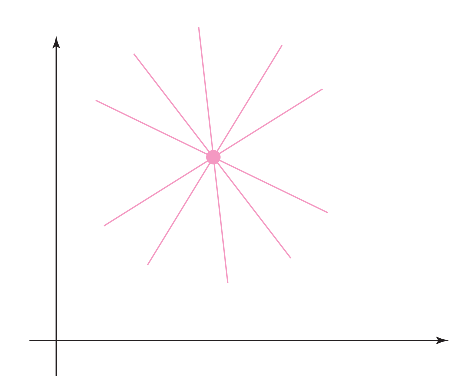


Figura 3-8. Rectas que pasan por un punto.

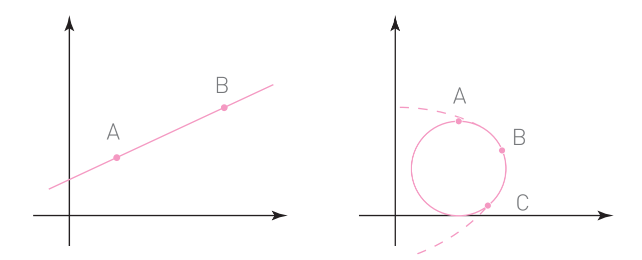


Figura 3-9. Recta que pasa por dos puntos y curva que pasa por tres puntos.

crayón, la línea trazada resultará muy gruesa, lo que afecta la medición de ángulos, pues el trazo con crayón mide por lo menos 2 o 3°. Dado que no sólo se efectúa un trazo en el estudio de una radiografía, se acumulan errores en las mediciones (los llamados errores sistémicos), que son difíciles de evaluar y corregir.

Triángulo. Figura de tres lados que puede ser de los siguientes tipos (figura 3-10): equilátero, que tiene todos sus lados iguales; isósceles, que posee dos lados iguales, y escaleno, cuyos lados son desiguales.

Vértice. Punto en el que las líneas que forman un ángulo se cortan (figura 3-11).

Definición de funciones trigonométricas

Es útil definir las funciones trigonométricas de un ángulo, ya que por ejemplo en el capítulo de segmento lumbar se presenta el método de Stokes en el cual aparece una de las funciones trigonométricas (tangente de θ = tan θ).

A fin de ofrecer una breve explicación se consideran aquí las tres funciones trigonométricas llamadas directas (existen otras tres funciones conocidas como inversas y que, desde luego, están relacionadas con las primeras), tales funciones son: seno θ = Sen θ, coseno θ = Cos θ y tangente θ = Tg θ.

Estas funciones se aplican a un triángulo rectángulo (es aquel que tiene un ángulo que mide 90°) y las tres dan como resultado el valor del mismo ángulo en los tres casos, y el cual se obtiene de una calculadora de las llamadas del tipo científico que incluya estas funciones.

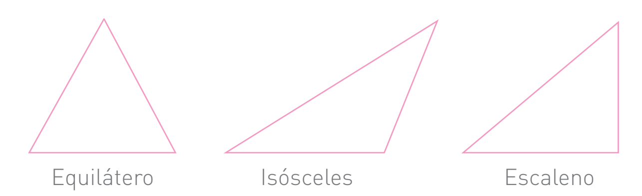


Figura 3-10. Tipos de triángulos.

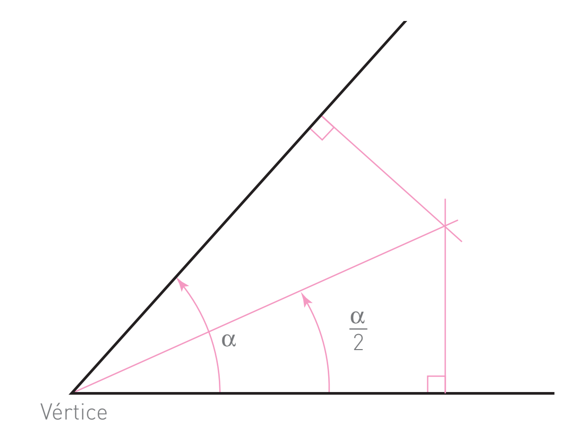


Figura 3-11. Vértice.

Con la intención de definir estas funciones desde el punto de vista geométrico, considere un triángulo rectángulo de lados (catetos) "*a*" y "*b*" y de lado largo (hipotenusa) "*c*" (figura 3-12).

Es muy posible el cuestionarse, ¿por qué se requieren tres elementos (funciones trigonométricas) para calcular el mismo ángulo?, la razón es que para el ángulo que se ha elegido θ, recordando que este es uno de los dos ángulos del triángulo, y sabiendo que el tercero es el ángulo recto, hay tres posibilidades de describirlo dependiendo de la combinación de los lados del triángulo, esto es, del cociente o razón entre ellos. A fin de ilustrar y definir estas funciones considere la figura 3-13, en la cual el ángulo que se busca calcular es θ y para ello se establece la siguiente terminología:

Al lado del triángulo que se encuentra frente al ángulo θ (en este caso *b*) se le llama cateto opuesto.

Al lado del triángulo que se encuentra a un lado del ángulo θ (en este caso *a*) se le llama cateto adyacente.

Con esta terminología ya es posible definir las tres funciones trigonométricas del ángulo θ:

$$\text{Sen } \theta = \frac{b}{c} \qquad \text{Cos } \theta = \frac{a}{c} \qquad \text{y} \qquad \text{Tg } \theta = \frac{b}{a}$$

Seno θ es el cociente entre el cateto opuesto y la hipotenusa.

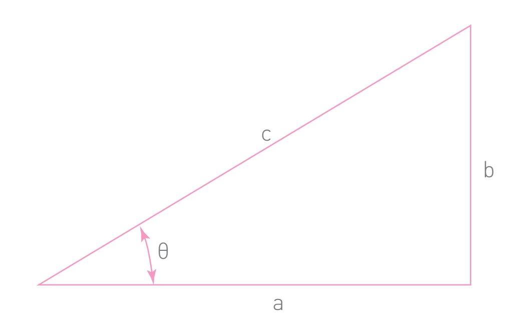


Figura 3-12. Triángulo rectángulo.

Coseno θ es el cociente entre el cateto adyacente y la hipotenusa.

Tangente θ es el cociente entre el cateto opuesto y el cateto adyacente.

El ángulo correspondiente se encuentra en una calculadora científica modesta, usando la función: $sen^{-1}\theta$ si es el caso (bien puede ser $cos^{-1}\theta$ o $tg^{-1}\theta$ según convenga), pero tenga el cuidado de elegir en la calculadora la modalidad "DRG", que determina la forma en la que los ángulos son expresados; estas formas de expresión son tres: "DRG" significa grados en forma decimal, "GRAD" significa grados en base sexagésima y "RAD" significa grados en notación de radianes. Esta información aparece en la parte superior de la pantalla y, desde luego, varía según la marca de la calculadora.

Hasta aquí la definición de una función trigonométrica y su interpretación en UN TRIÁNGULO RECTÁNGULO y reiterando que es necesario tener TRES modos de calcular un ángulo dependiendo de los elementos que se tengan, esto es, de los catetos del triángulo.

Baste mencionar que por muy difíciles y complicados que sean los trazos sobre su radiografía siempre será posible encontrar dos o más triángulos rectángulos a los que se les podrá, con un poco de ingenio, aplicar estas definiciones y finalmente obtener los ángulos requeridos.

Igualdad de ángulos según su posición en un análisis radiográfico. Al realizar sus trazos sobre una radiografía es muy probable que pueda realizar algunos trazos auxiliares y encontrar el ángulo que busca si utiliza este método de comparación: trace dos líneas paralelas las cuales sean cortadas por una línea diagonal a éstas, entonces se podrán inferir las identidades mostradas en la figura 3-13.

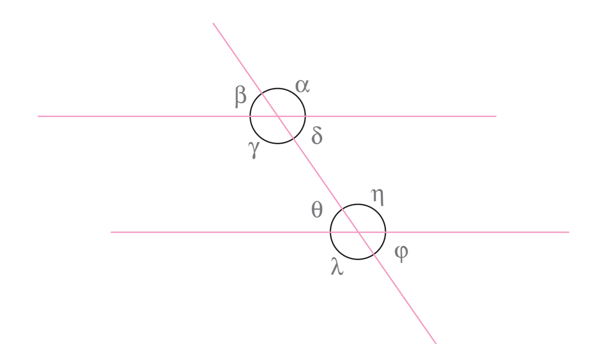


Figura 3-13. Relaciones posicionales entre los ángulos.

Se dice que los ángulos: α y γ, β y δ, η y λ, así como θ y φ son iguales (léalos en pareja) por ser opuestos por el vértice.

Se dice que los ángulos: δ y θ, y γ y η son iguales por ser alternos internos.

Se dice que los ángulos: α y λ, y β y φ son iguales por ser alternos externos.

Se dice que los ángulos: α y η, δ y φ, β y θ, así como y γ y λ son iguales por ser correspondientes.

Si sus trazos son limpios y cuidadosos, las líneas auxiliares se podrán trazar con otro color y aprovechar estas relaciones de identidad, ahorrando tiempo y facilitando la localización del ángulo necesario.

Agradecimiento:

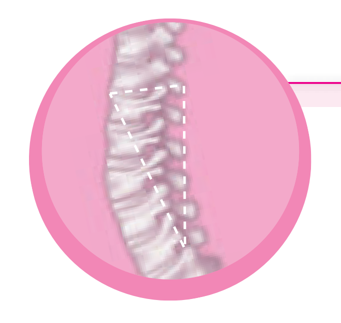
Agradezco a mi buen amigo, el doctor Jorge Muñoz, la oportunidad de participar en su trabajo.

M. en C. René Molinar de la Parra



Parte III
Columna vertebral

Contenido



Capítulo 4
Articulación occipitoatloidea

Línea de Chamberlain (1939)

Esta línea, conocida también con el nombre de línea occipitopalatina, se extiende desde el vértice del paladar óseo hasta el borde posterior del *foramen magnum*. En condiciones normales, el vértice de la apófisis odontoides no debe tocar o sobrepasar esta línea más de 6 mm, pues de lo contrario se trata de una invaginación basilar (llamada también impresión basilar) (figura 4-1).

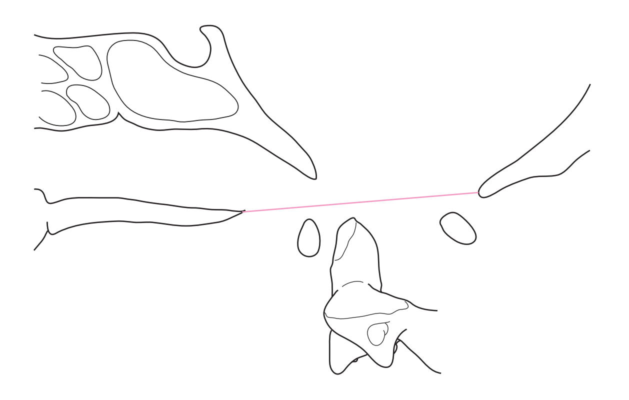


Figura 4-1. Línea de Chamberlain.

Línea de Mac Rae (1953)

Es la línea que se extiende desde el borde anterior hasta el posterior del *foramen magnum*. En condiciones normales,

el vértice de la apófisis odontoides debe quedar debajo de esta línea.

Si se traza una línea desde el vértice de la apófisis odontoides hasta la línea de Mac Rae, debe intersecarse en el cuarto ventral de esta última.

El diámetro sagital del *foramen magnum* es de 30 a 40 milímetros. Esta línea también se denomina línea del agujero occipital (figura 4-2).

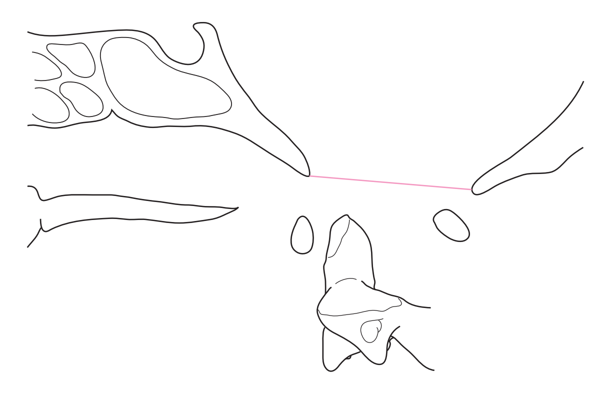


Figura 4-2. Línea de Mac Rae.

Línea de Mac Gregor (1948)

Es la línea que se extiende desde el borde posterior del paladar óseo hasta el borde inferior del occipital; también recibe el nombre de línea suboccipitopalatina.

En condiciones normales, la apófisis odontoides sobrepasa esta línea hasta en 7 mm (figura 4-3). Los valores normales de esta línea en diferentes edades están demostrados en el cuadro 4-1.

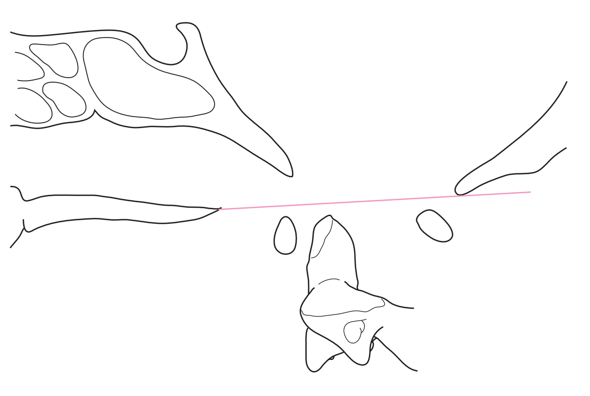


Figura 4-3. Línea de Mac Gregor.

Cuadro 4-1. Valores normales de la línea de Mac Gregor según Hinck (1960).

Edad (años)	Milímetros
3	1.94
5	2.17
10	2.27
15	1.71
18	1.07
Mujeres adultas	3.67
Varones adultos	3.81

Distancia de Wholey (1958)

Es la distancia que existe desde el vértice de la apófisis odontoides hasta el borde anterior del *foramen magnum*. Su valor normal es de 4 a 5 mm (figura 4-4).

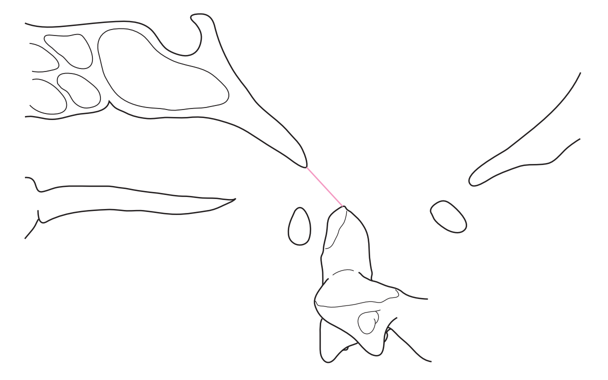


Figura 4-4. Distancia de Wholey.

Distancia de Klaus

Se nombra así al espacio existente entre el vértice de la apófisis odontoides y una línea formada por las apófisis clinoides posteriores de la silla turca y la protuberancia occipital interna.

La distancia de Klaus debe ser perpendicular a la línea que va desde la silla turca hasta el occipital. También se le conoce como altura de la fosa posterior. Su valor normal es de 5 cm (figura 4-5).

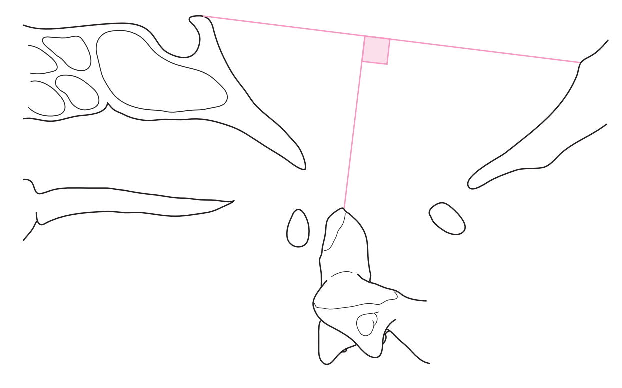


Figura 4-5. Distancia de Klaus.

Método de Bull (1955)

Llamado también ángulo de Bull, está formado por la intersección de una línea que prolonga el paladar óseo con

otra línea que une el arco anterior con el arco posterior del atlas (el llamado eje del atlas). Su valor normal es de 13° (figura 4-6).

Ángulo basal del cráneo

Este ángulo es útil para el diagnóstico de platibasia. Está formado por la intersección de una línea que va desde el nasión (punto medio de la sutura frontonasal) hasta el centro de la silla turca, con otra línea que une este punto con el borde anterior del agujero magno. Su valor normal es de 130°, con una variación que oscila entre 120 y 150°.

Otra forma de medir este ángulo consiste en trazar una línea que corresponda al plano del piso anterior de la base del cráneo con otra línea que concuerde con el plano de la apófisis basilar.

La primera forma de medir este ángulo se denomina nasión-silla turca-basión (figura 4-7*A*); la segunda forma de hacerlo recibe el nombre de nasión-tubérculo-basión (figura 4-7*B*).

Distancia interatloidotemporomaxilar

Es la distancia que existe entre dos líneas paralelas, de las cuales una es la línea interarticular de la articulación temporomandibular y la otra es tangencial al borde superior del borde anterior del atlas. También se le conoce como distancia de Fischgold-Lièvre-Simon. Su valor normal es de 20 a 40 mm (figura 4-8).

Línea digástrica de Fischgold y Metzger (1952)

Es la línea que une las dos escotaduras digástricas situadas en el borde medial de la base de las apófisis mastoideas. En condiciones normales, las articulaciones occipitoatloideas se encuentran entre 11 a 15 mm de esta línea y la apófisis odontoides a 10 mm por debajo de ella. El nombre correcto de ésta es línea bidigástrica (figura 4-9).

Línea bimastoidea

Esta línea une ambos vértices de las apófisis mastoideas. En condiciones normales, pasa al nivel de las articulaciones occipitoatloideas y por el vértice de la apófisis odontoides (figura 4-10).

Ángulo de Schmidt-Fischer

Está formado por las líneas interarticulares de las articulaciones occipitoatloideas que se intersecan en el centro de la apófisis odontoides. Su valor normal es de 130°, con un margen de ± 5° (figura 4-11).

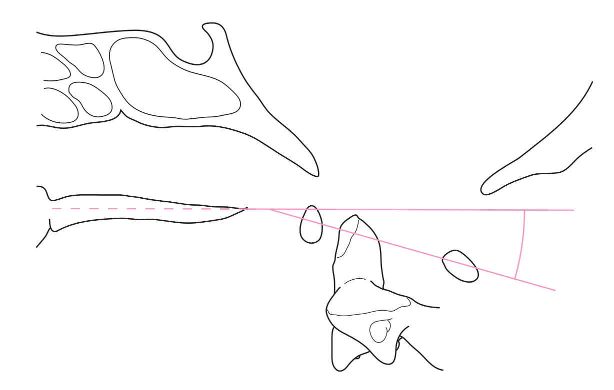


Figura 4.6. Ángulo de Bull.

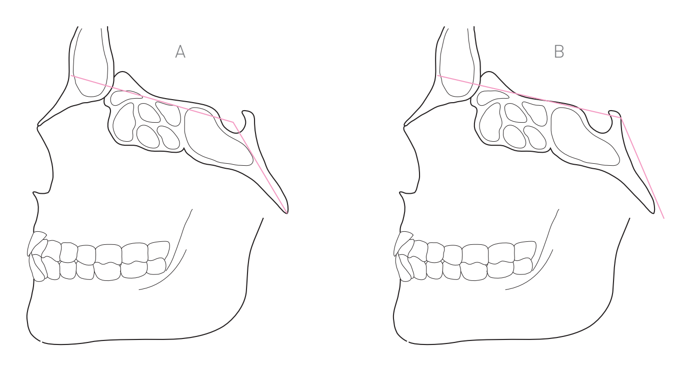


Figura 4-7. Ángulo basal del cráneo. **A,** nasión-silla turca-basión. **B,** nasión-tubérculo-basión.

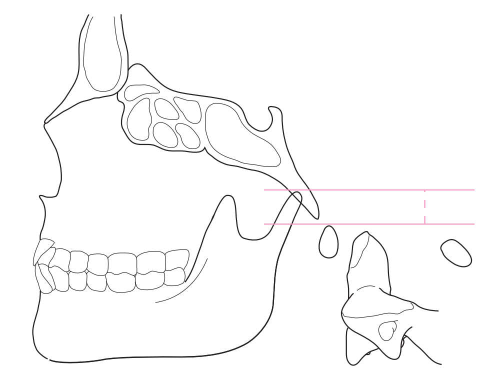


Figura 4-8. Distancia interatloidotemporomaxilar.

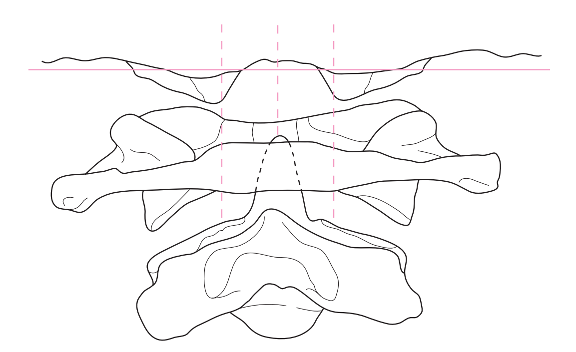


Figura 4-9. Línea digástrica de Fischgold y Metzger.

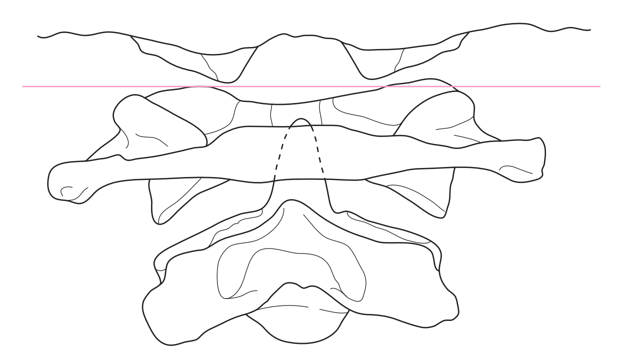


Figura 4-10. Línea bimastoidea.

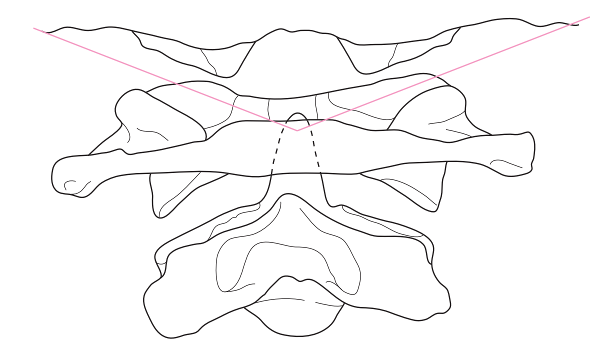


Figura 4-11. Ángulo de Schmidt-Fischer.



Línea de Thiebaut, Wackenheim y Vrousos (1962)

Es la línea que prolonga el plano basilar y es tangencial a la apófisis odontoides (figura 4-12), debiendo quedar por delante de esta línea. En la luxación anterior del atlas, la apófisis odontoides asciende y queda superpuesta a la línea (figura 4-13), mientras que en la luxación posterior, la apófisis odontoides desciende y se separa de ella (figura 4-14). El cuadro 4-2 muestra las entidades patológicas más importantes que afectan la articulación occipitoatloidea y las mediciones que se alteran.

Distancia atloidoodontoidea

Es la distancia que existe entre el borde posterior del arco anterior del atlas y el borde anterior de la apófisis odontoides del axis. Su medición se utiliza para el diagnóstico de la luxación o subluxación atloidoodontoidea (figura 4-15).

Cuadro 4-2. Patología de la charnela occipitocervical.

Impresión basilar	Invaginación basilar
• Platibasia: aumento del ángulo basal (más de 130°) • Apófisis odontoides más allá del límite: línea de Chamberlain: más de 9 mm línea de Mac Gregor: más de 9 mm • Distancia de Klaus: aumentada • Distancia de Wholey: aumentada • Ángulo de Schmidt: aumentada (más de 130°) • Estenosis del *foramen magnum* • Línea de Mac Rae horizontal • Línea de Mac Rae menor de 30 mm	• Las mismas alteraciones de la impresión basilar, además del vértice de la apófisis odontoides en la línea de Mac Rae • Platibasia • Aumento del ángulo basal

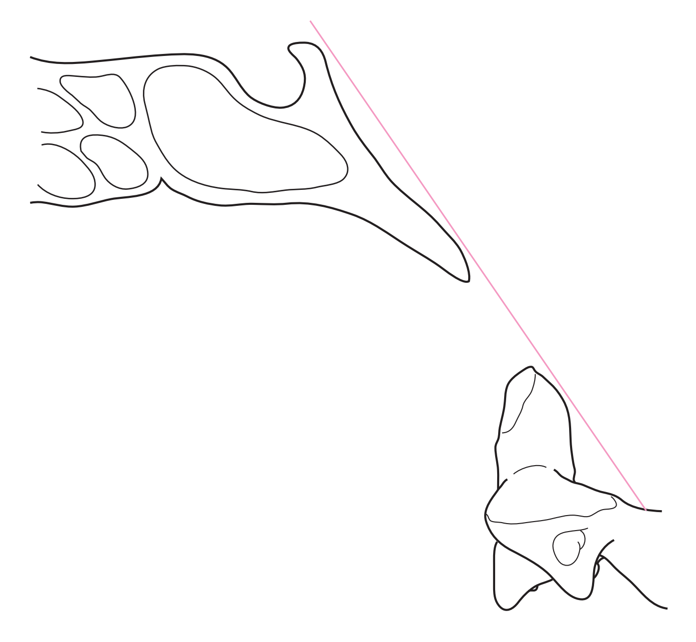


Figura 4-12. Línea de Thiebaut-Wackenheim-Vrousos.

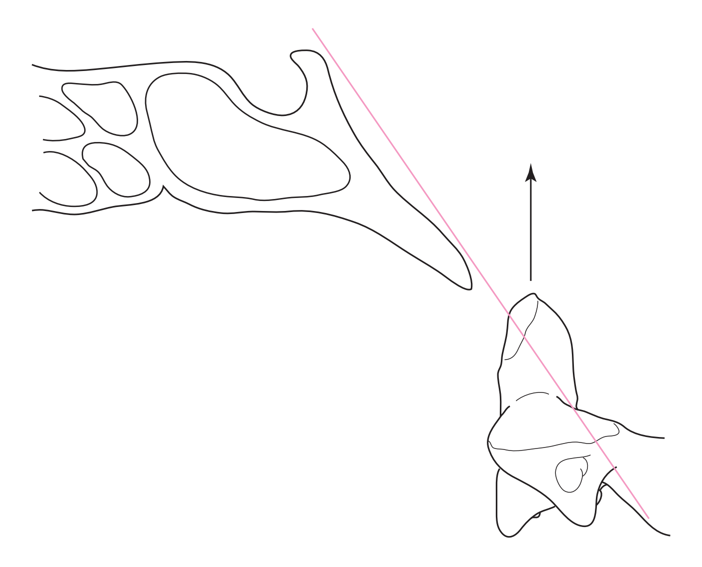


Figura 4-13. Luxación anterior del atlas.

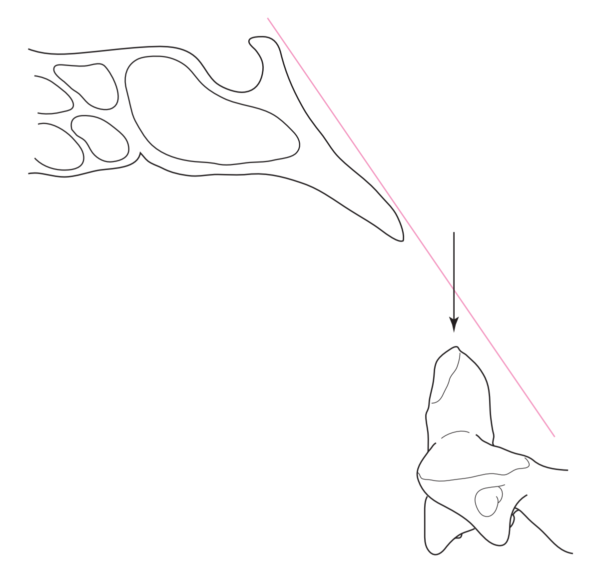


Figura 4-14. Luxación posterior del atlas.

Esta distancia varía en las posiciones de flexión ventral, posición neutra y flexión dorsal. En adultos los valores normales son de 0.3 a 1.8 mm en posición de flexión ventral, de 0.4 a 2.0 en posición neutra y de 0.3 a 2.2 mm en posición de flexión dorsal. El promedio es de 2 mm en varones adultos y de 1.2 mm en mujeres adultas. En niños la distancia es de 1 a 4 mm, con un promedio de 2 milímetros.

Conlon y colaboradores (1966) mencionan cifras de separación entre el arco anterior del atlas y la apófisis odontoides de 2.5 mm en mujeres y de 3 mm en varones como los límites inferiores de anormalidad.

Fielding (1976) propone la siguiente clasificación para la distancia atloidoaxoide:

- Valor normal: 2 a 3 mm.
- Rotura del ligamento transverso: 3 a 5 mm.
- Rotura del ligamento transverso y algún otro ligamento (atloidoaxoide anterior o posterior): 5 a 10 mm.
- Rotura de todos los ligamentos: 10 a 20 mm.
- Niños y adultos (anormal): más de 3 mm.
- Niños pequeños (anormal): más de 4 mm.

Subluxación atloidoaxoide en la artritis reumatoide

Método de Rana

Rana y colaboradores (1973) utilizan este método para medir el porcentaje de estrechamiento del canal medular cuando existe una subluxación atloidoaxoide en pacientes con artritis reumatoide. Este porcentaje se calcula al determinar la distancia *a* y la distancia *b*. La distancia *a* abarca el espacio comprendido entre el borde posterior del arco anterior del atlas y el borde anterior de la apófisis odontoides del axis, con flexión de la columna cervical. La distancia *b* abarca el espacio comprendido entre el borde posterior de la apófisis odontoides y el borde anterior del arco posterior del atlas, con extensión de la columna cervical (figura 4-16). El cálculo se efectúa al dividir la distancia *a* entre la distancia *b*, para después multiplicar el resultado por 100:

$$\text{Porcentaje de estrechamiento del canal medular} = a/b \times 100$$

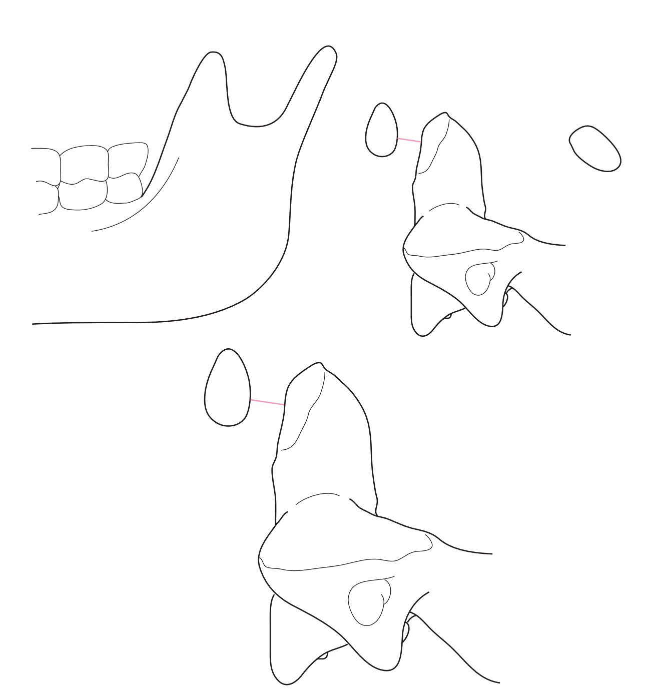


Figura 4-15. Distancia atloidoodontoidea.

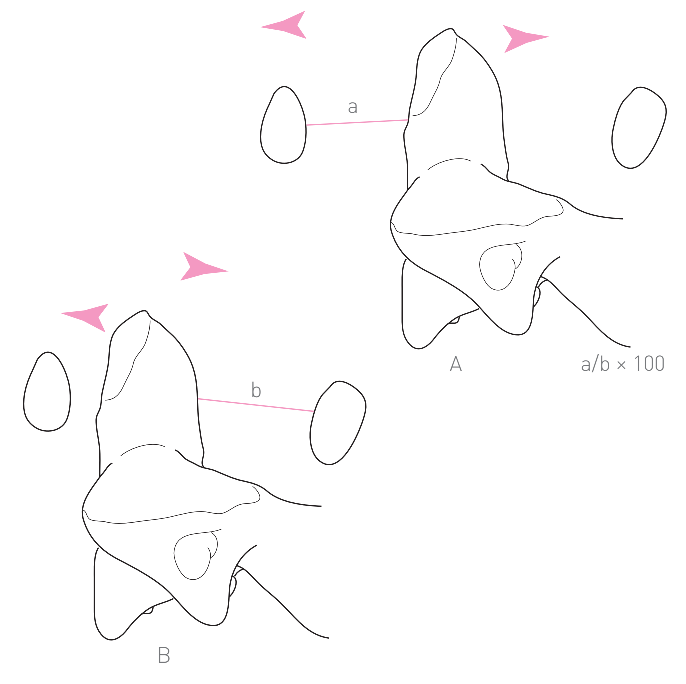


Figura 4-16. Método de Rana. **A,** flexión. **B,** extensión.

Subluxación rotatoria atlantoaxil

Método de Wortzman y Dewar

Si la masa lateral del atlas que está girada se observa más ancha y cercana a la línea media en una radiografía anteroposterior con la boca abierta, se trata de un desplazamiento medial (*medial offset*), mientras que si la masa opuesta aparece más angosta y alejada de la línea media, se trata de un desalojamiento lateral (*lateral offset*) (figura 4-17).

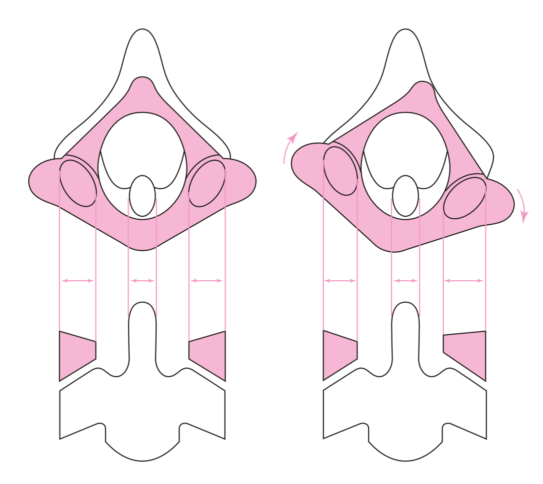


Figura 4-17. *Izquierda*, normal. *Derecha*, rotación a la derecha del atlas. (Redibujada de Worzman G, Dewar FP, Rotary Fixation of the Atlantoaxial Joint; Rotational Atlantoaxial Subluxation. *Radiology* 90:479-487. 1968.)

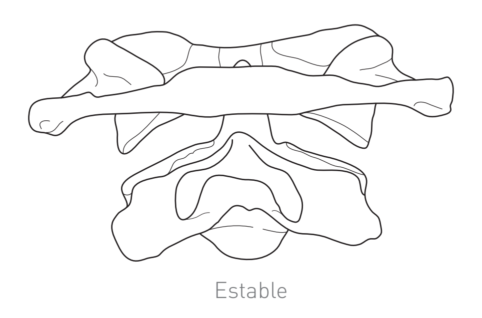
Inestabilidad atlantoaxil

Método de White y Panjabi (1978)

Cuando ambas masas laterales del axis se desalojan en las fracturas del atlas y la suma de ambos desalojamientos es de 7 mm o mayor, es muy probable que se haya roto el ligamento transverso, lo que da lugar a una inestabilidad atlantoaxil (figura 4-18).

Método de Fielding, Hawkins y Ratzan

En la inestabilidad atlantoaxil, estos autores miden la distancia entre una línea vertical trazada en el borde posterior del arco anterior del atlas y otra línea vertical tangencial al borde anterior de la apófisis odontoides. Esta distancia representa el intervalo atlas-odontoides (figura 4-19, izquierda). Cuando existe una fractura de la odontoides, la línea del borde anterior del axis coincide con el eje longitudinal de la apófisis odontoides (figura 4-19, derecha).



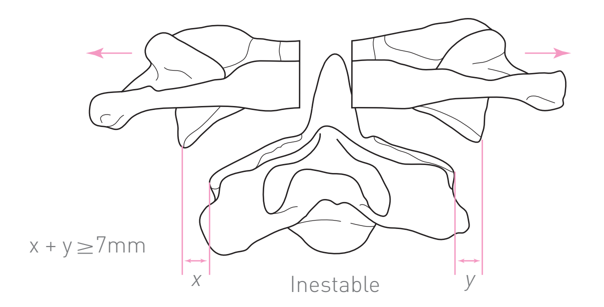


Figura 4-18. *Izquierda*, normal. *Derecha*, si el desalojamiento de ambas masas ($x + y$) es de 7 mm o mayor, se considera a la articulación atlantoaxil como inestable. (Tomada de White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine.* Philadelphia: Lippincott, 1978.)

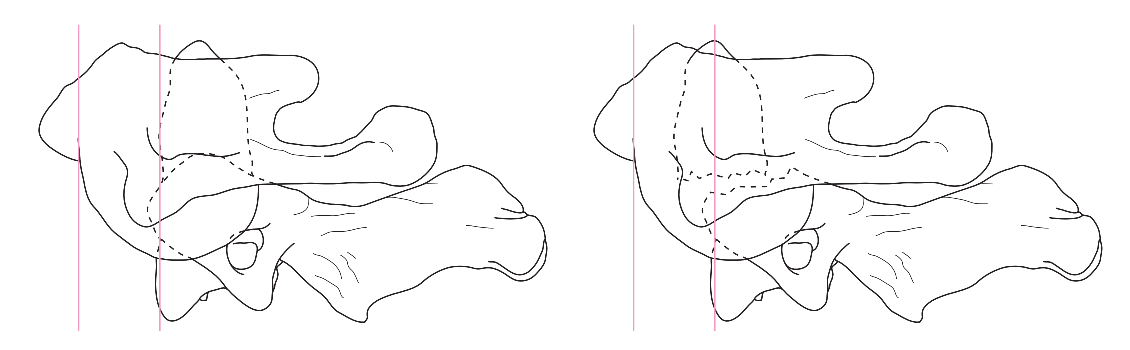


Figura 4-19. *Izquierda*, normal. *Derecha*, fractura de la base de la apófisis odontoides. La línea del borde anterior del axis coincide con el eje longitudinal de la apófisis odontoides. (Redibujada de Fielding JW, Hawkins RJ, Ratzan SA. Spine Fusion for Atlanto-Axial Instability. *J Bone Joint Surg* 58:400. 1976.)

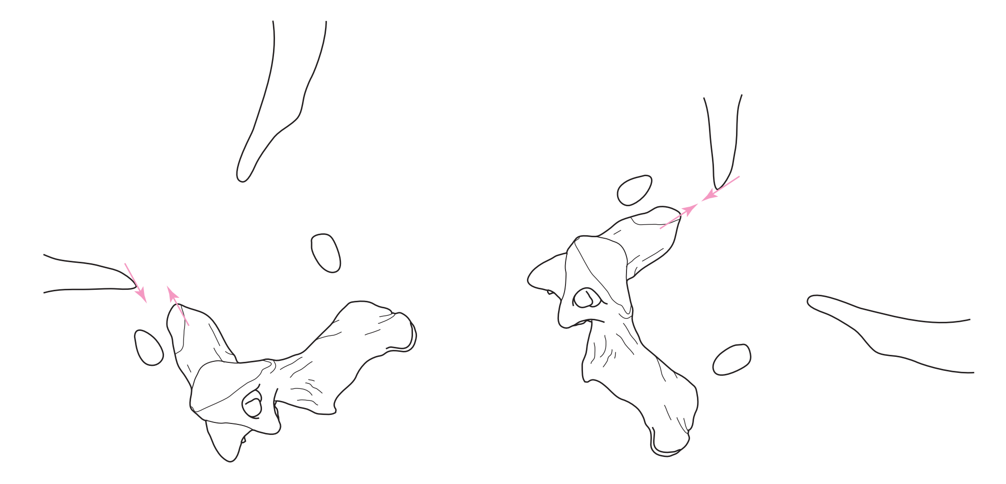


Figura 4-20. Distancia atlantooccipital. Traslación horizontal en flexión y extensión que denota hipermovilidad, inestabilidad, o ambas.

Movilidad de la articulación atlantooccipital

Distancia odontoides-basión. Método de Wiesel-Kraus-Rothman (1978)

Cuando la cabeza se encuentra en posición neutra, el vértice de la apófisis odontoides se encuentra debajo del basión, es decir, del borde anterior del *foramen magnum*. La distancia odontoides-basión normal es de 4 a 5 mm. Por lo normal no existe una traslación horizontal (anteroposterior) del occipucio sobre el atlas. En una radiografía lateral con flexión y extensión se observa el movimiento relativo entre el basión y el vértice de la apófisis odontoides en el plano sagital. El movimiento normal es de 0 a 1 mm entre estos dos puntos (figura 4-20). Más de 1 mm denota inestabilidad.

Relación y método de Powers (1979)

Es la relación de la distancia del basión al arco posterior del atlas, entre la distancia del opistión al arco anterior del atlas (figura 4-21). La relación normal es menor que 1; cuando es mayor que 1 indica inestabilidad, luxación atlantooccipital, o ambas. Powers menciona cifras normales de 0.77 con una variación de ± 0.09.

Hipermovilidad atlantooccipital

Método de Wiesel-Rothman (1979)

Mide la traslación atlantooccipital. Se traza una línea del arco anterior del atlas al arco posterior del mismo, llamada línea atloidea. Se localiza el vértice del basión. Se trazan dos líneas perpendiculares a la línea atloidea: una que parte del vértice del basión y otra que pasa por el borde posterior del arco anterior del atlas. La distancia más corta entre estas dos líneas se mide en flexión y en extensión, y la diferencia entre las dos medidas representa la translación atlantooccipital (figura 4-22).

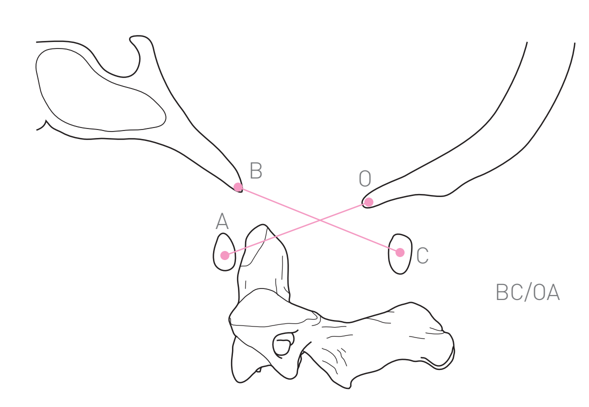


Figura 4-21. Relación de Powers *B*, basión; *C*, arco posterior del atlas; *A*, arco anterior del atlas; *O*, opistión) *BC/OA*.

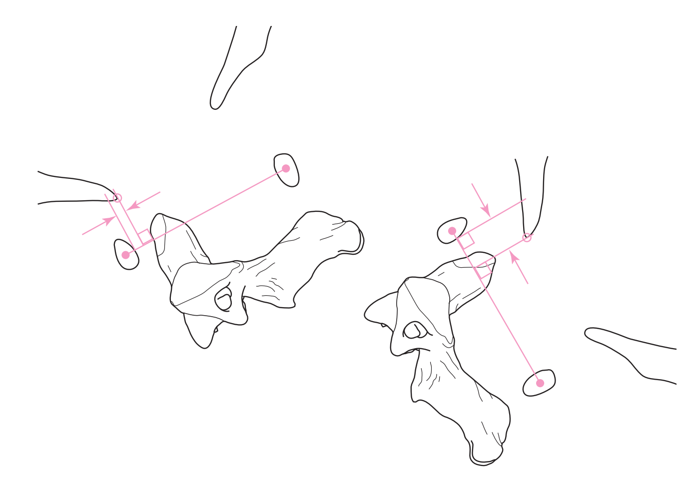


Figura 4-22. Translación atlantooccipital. *Izquierda*, posición en flexión. *Derecha*, posición en extensión.

Índice de inestabilidad atlantoaxil de Abe (1976)

Se utiliza para determinar la inestabilidad atlantoaxil anteroposterior. Se hacen radiografías con flexión y extensión máximas. A la máxima distancia se le resta la mínima distancia, y el resultado se divide entre la máxima distancia y se multiplica por 100 (figura 4-23, izquierda):

$$\frac{M - m}{M} \times 100$$

Watanabe menciona que en pacientes con *os odontoideum* la inestabilidad es multidireccional, por lo que el índice de inestabilidad de Abe no es útil en estos pacientes.

Ángulo atlantoaxil o ángulo de rotación en el plano sagital

Se forma por una línea que va del borde inferior del arco anterior del atlas al borde inferior del arco posterior del mismo hueso. Esta línea se traza en radiografías con máxima flexión y con máxima extensión, y la intersección de dichas líneas forma el ángulo atlantoaxil (figura 4-23, derecha).

Método de Wiesel-Rothman modificado por Uno (1996)

Se traza una línea desde el centro del arco anterior del atlas al centro del arco posterior del mismo (figura 4-24). Se sitúa el punto *A* sobre la línea trazada y en el borde posterior del arco anterior del atlas. El punto *C* se ubica sobre la línea en el borde anterior del arco posterior del atlas. El punto *B* marca el vértice del basión. Se traza en seguida una línea perpendicular a la línea atloidea, que parte del punto 5, situándose en este sitio el punto *D*. La distancia más corta de la perpendicular al punto *A* se mide en las proyecciones en flexión y en extensión.

La distancia del punto *B* a la línea vertical que pasa por el borde posterior del axis representa el movimiento occipitoaxil, que se mide en flexión y en extensión. La distancia atlantoodontoidea se mide desde el borde posterior del arco anterior del atlas hasta la odontoides. Cuando existe *os odontoideum*, la distancia atlantoodontoidea se mide entre el borde posterior del arco anterior del atlas a la superficie anterior de la apófisis odontoides (Hensinger, 1975).

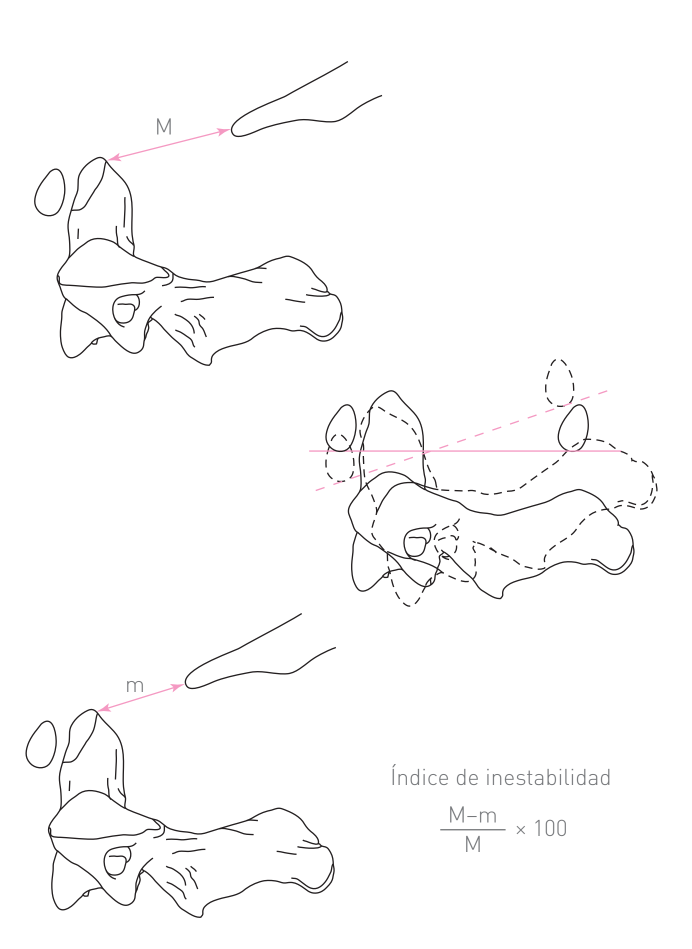


Figura 4-23. *Izquierda*, índice de inestabilidad. *Derecha*, ángulo atlantoaxil.

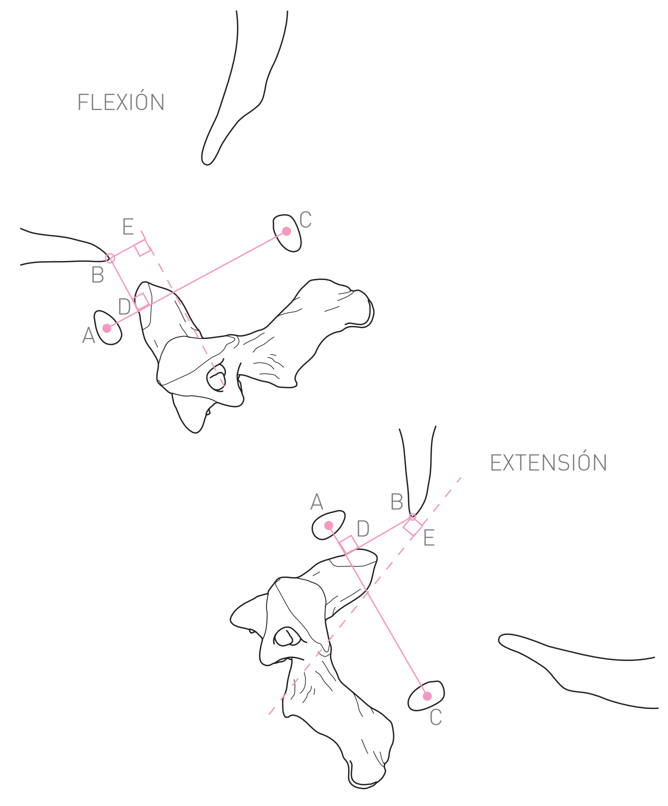


Figura 4-24. *Arriba*, distancia *AD* en extensión. *Abajo*, distancia *AD* en flexión. Representa el movimiento atlantooccipital. *Arriba*, distancia *BE* en extensión. *Abajo*, distancia *BE* en flexión. Representa el movimiento occipitoaxil.

Intervalo basión-axis

Método de Harris-Carson-Wagner

Es la distancia entre el basión y una línea trazada a lo largo del borde posterior del cuerpo del axis. Harris y colaboradores (1994) encontraron una cifra normal en adultos de menos de 12 mm (figura 4-25).

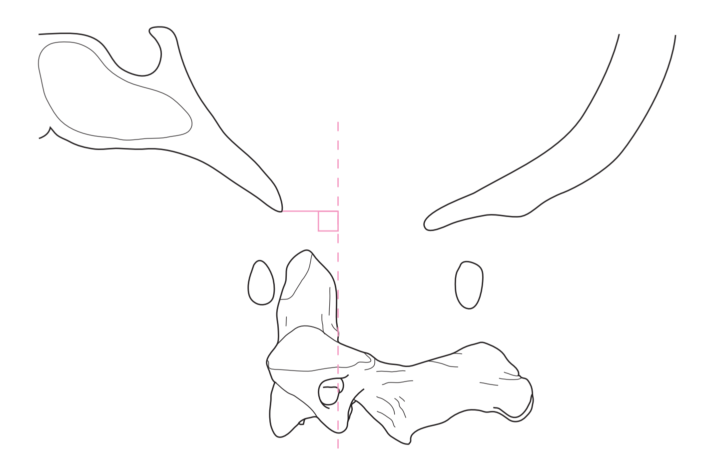


Figura 4-25. Intervalo basión-axis.

Distancia atlantooccipital

Método de Wackenheim (1974). Línea del clivus de Wackenheim

Se traza una línea a lo largo de la superficie craneal del clivus al basión. Esta línea debe proyectarse detrás del vértice de la apófisis odontoides sin importar la posición del cuello. El ángulo formado por esta línea y el plano posterior de la apófisis odontoides debe medir entre 150 y 180° (figura 4-26, izquierda).

En la figura 4-26, derecha, se muestra la distancia que hay del borde posterior del *foramen magnum* a una línea vertical tangencial al borde posterior del axis. Se mide en flexión y en extensión.

Otro método para medir la estabilidad occipitoatloidea consiste en trazar una línea que va del borde anterior del arco anterior del atlas al borde posterior del arco posterior de la misma vértebra (línea atloidea). Se traza una línea perpendicular a la línea atloidea, que es tangencial a la superficie posterior del arco anterior del atlas. La distancia entre esta última línea (vertical) al basión se mide en flexión (distancia *a*) y en extensión (distancia *b*). La inestabilidad se determina al restar la distancia *b* a la distancia *a* (figura 4-27).

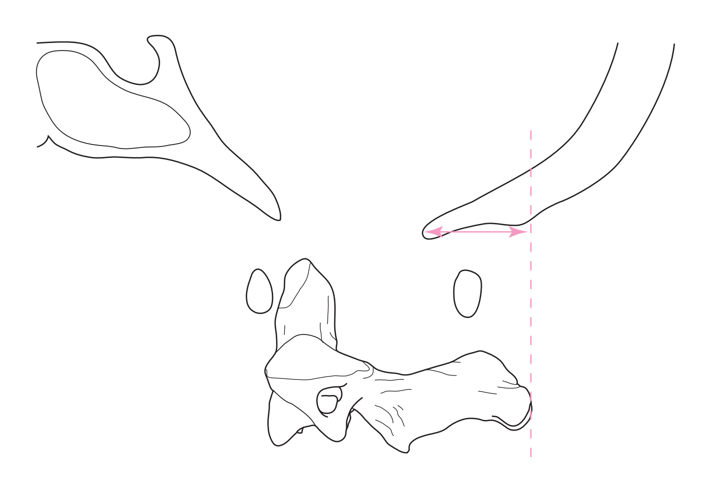


Figura 4-26. Línea de Wackenheim. Ángulo de Wackenheim.

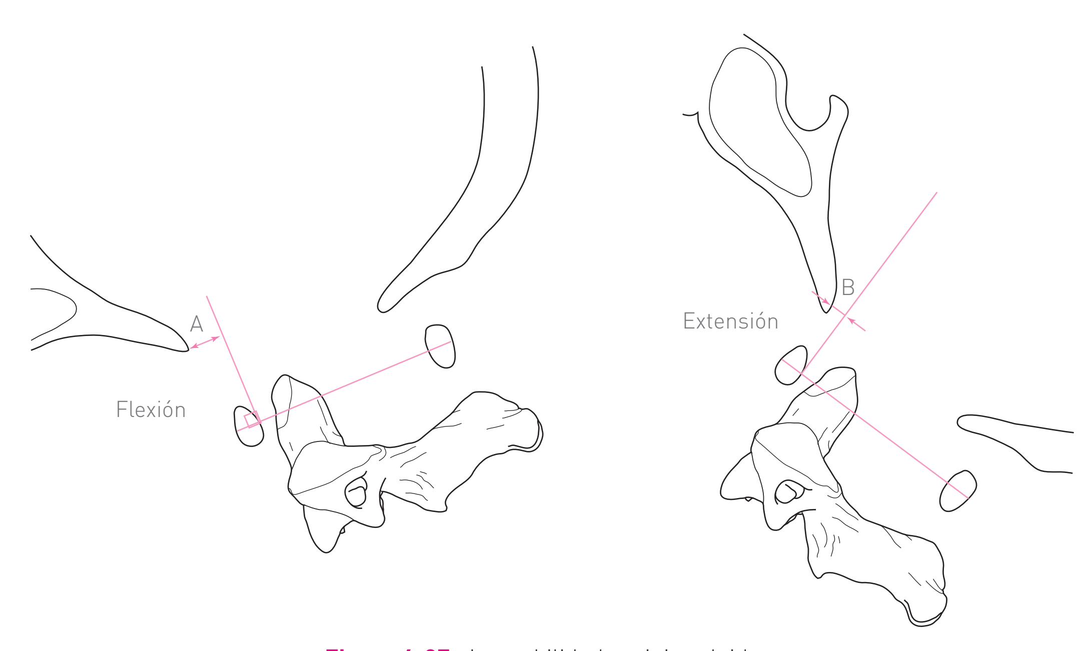
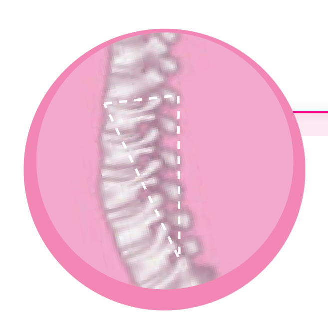


Figura 4-27. Inestabilidad occipitoatloidea.



Capítulo 5

Segmento cervical

Diámetro sagital del canal vertebral

Método de Naik (1970)

Debido a la dificultad para precisar el borde o límite posterior del canal medular en la columna cervical, se procede a medir la distancia que existe entre el borde posterior del cuerpo vertebral y la punta o vértice de la apófisis espinosa de la primera vértebra cervical (distancia *a*) (figura 5-1). En seguida se mide la altura del vértice de dicha apófisis espinosa (distancia *b*) (figura 5-1) y se resta a la distancia *a*. La razón de efectuar esta sustracción obedece a que el arco neural de las vértebras cervicales es sensiblemente del mismo grosor y a que no es fácil determinar en dónde se encuentra el borde anterior del arco neural.

Tal medición se efectúa en niños menores de un año de edad, en quienes es difícil delimitar el canal medular vertebral (cuadro 5-1). Después del primer año de edad, el borde anterior del arco neural de toda la columna vertebral es visible. Esta medición abarca desde la mitad del borde posterior del cuerpo vertebral hasta el punto más alto del borde anterior del arco neural de cada vértebra. En los cuadros 5-2 a 5-4 se muestran los valores normales de la column a cervical y torácica en el adulto.

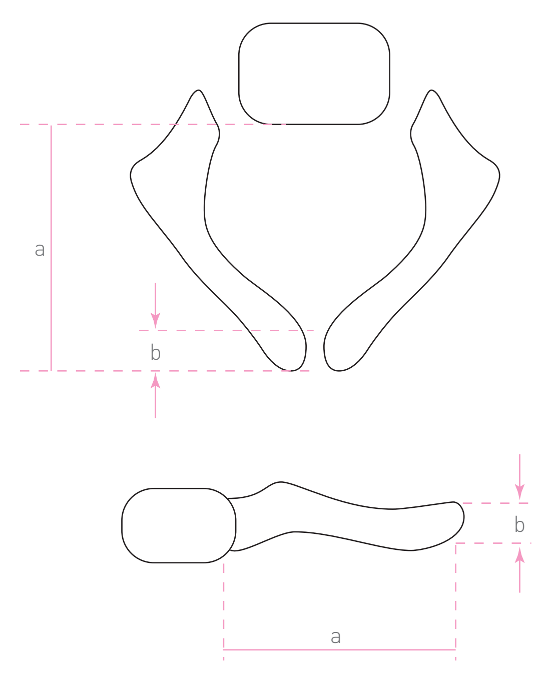


Figura 5-1. Diámetro sagital.

Cuadro 5-1. Valores normales según Naik (1970).

Nivel vertebral	Milímetros
C-2	12.5
C-3	11.5
C-4	11.5
C-5	12.2
C-6	12.6
C-7	12.1

Cuadro 5-2. Valores normales según Lowman.

Nivel vertebral	Promedio (mm)
C-1	10.0
C-2	10.0
C-3	9.5
C-4	9.0
C-5	9.0
C-6	8.5
C-7	8.0

Cuadro 5-3. Valores normales según Jirout.

Nivel vertebral	Promedio (mm)
T-3	6.0
T-4	6.2
T-5	6.1
T-6	6.1
T-7	6.3
T-8	6.3
T-9	6.2
T-10	6.5
T-11	6.9
T-12	7.4

Cuadro 5-4. Valores normales según otros autores.*

Nivel vertebral	Hinck (mm)	Delmas (mm)	Babin (mm)	Bloch-Michel (mm)
C-1	18-19	16.3	20.3	19.7
C-2	16-18	14.5	17.8	17.1
C-3	15-16	13.9	15.8	14.8
C-4	—	13.9	15.1	14.5
C-5	14	13.8	14.9	14.4
C-6	—	11.3	14.5	14.2
C-7	—	13.9	14.3	14.1

* *Louyout, 1974.*

Diámetro frontal del canal vertebral

Porter (1956) hace esta medición en mielografías de la columna cervical desde el perfil o "sombra" más interior, ya que los bordes más externos contienen las raíces nerviosas. La medición se hace entre la cuarta y la quinta vértebras cervicales; su valor normal es de 1.0 a 1.7 cm, con un promedio de 1.4 cm.

Distancia interpedicular

La distancia interpedicular es la más corta entre el borde medial de los pedículos de una vértebra (cuadro 5-5).

Cuadro 5-5. Valores normales de la distancia interpedicular.

3 a 5 años (mm)		9 a 10 años (mm)	17 a 18 años (mm)	Adultos (mm)
C-3	24	25.2	27.9	28.0
C-4	25	26.0	28.8	29.0
C-5	25.1	27.0	29.0	29.2
C-6	25.1	27.0	29.0	29.0
C-7	24.5	26.0	27.8	28.0

Lordosis cervical

La lordosis cervical puede ser medida por el método de Cobb, usado en la escoliosis; su valor normal es de 25 a 40°.

Índice de lordosis cervical de Ishihara (1968)

Este índice, llamado también índice de la curva o curvatura cervical, mide la estabilidad de la columna cervical en posición neutra. El método consiste en trazar la cuerda de la lordosis cervical desde el ángulo posteroinferior del cuerpo del axis hasta el ángulo posteroinferior del cuerpo de la séptima vértebra cervical (figura 5-2). A continuación se trazan sendas perpendiculares desde la cuerda de la lordosis hasta el ángulo posteroinferior de las vértebras intermedias, es decir, la tercera, cuarta, quinta y sexta vértebras cervicales; a las líneas se les llama $a1$, $a2$, $a3$ y $a4$, respectivamente. El índice de la curvatura cervical se expresa como sigue:

$$\text{Índice de la curvatura} = \frac{a1 + a2 + a3 + a4}{A} \times 100$$

De lo anterior se deduce que el índice de la curvatura es la suma de las líneas $a1$, $a2$, $a3$ y $a4$, divididas entre la longitud de la cuerda de la lordosis (A); el producto se multiplica por 100. El índice es mayor de uno en la inestabilidad cervical.

Rango de movilidad entre C2 y C7

Ángulo C2-C7 de Tsuzuki

Tsuzuki y colaboradores (1996) utilizan el ángulo C2-C7 junto con el índice de Ishihara para evaluar la movilidad y estabilidad de la columna cervical en pacientes con mielopatía espondilítica cervical o mielopatía compresiva cervical por osificación del ligamento longitudinal posterior, que requieren descompresión en varios niveles (figura 5-2).

Inestabilidad cervical

Método de White

La inestabilidad cervical se mide con el método de White y colaboradores (1975) si existe traslación horizontal sagital

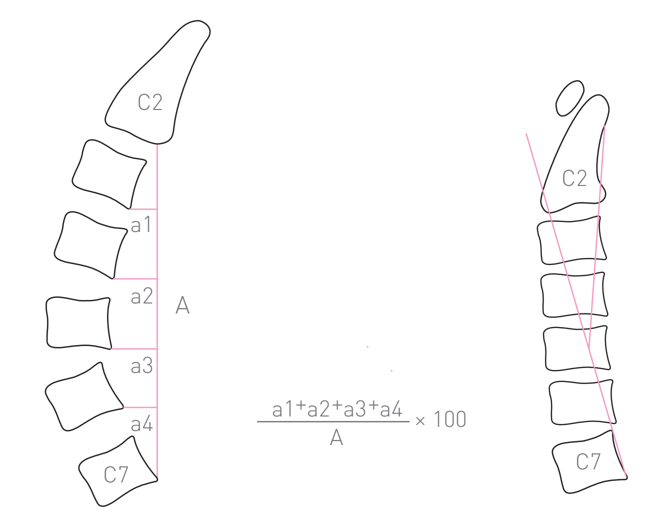


Figura 5-2. *Izquierda*, índice de la curvatura cervical de Ishihara. *Derecha*, ángulo C2-C7 de Tsuzuki. Redibujada de Tsuzuki *et al*. Tension-band laminoplasty of the cervical spine. *Int Orthop*, *20*:275, 1996.

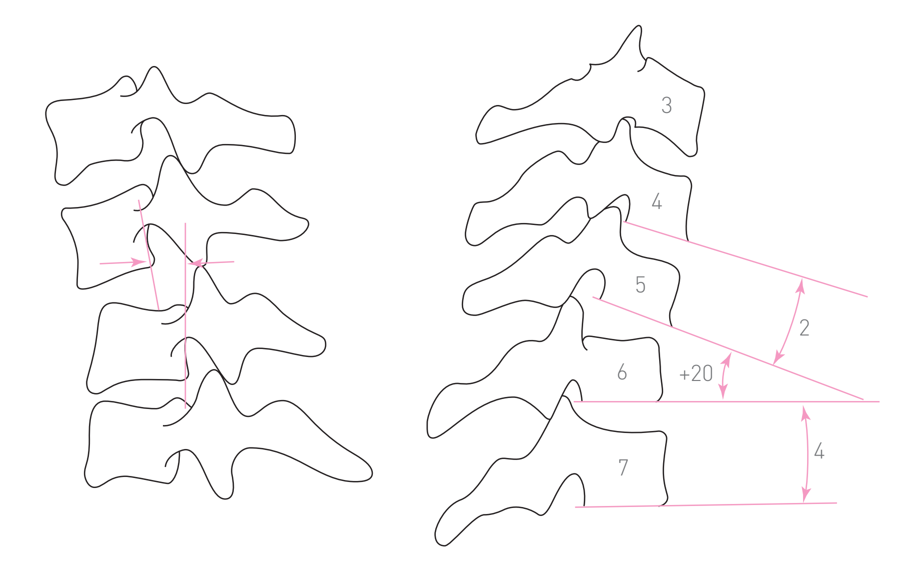
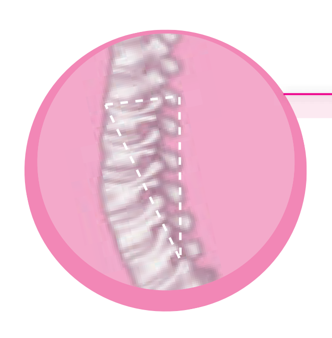


Figura 5-3. *Izquierda*, traslación sagital. *Derecha*, rotación sagital. Redibujada de White AA *et al. Clin Orthop*, *120*:85, 1975.

de una vértebra a otra en más de 3.5 mm en radiografías con flexión y extensión (figura 5-3). El método consiste en medir el desalojamiento del ángulo posteroinferior de una vértebra con respecto al ángulo posterosuperior de la vértebra subyacente.

Este método también mide la inestabilidad rotacional en el plano sagital cuando la angulación de una vértebra en relación con otra es de más de 11°. Se trazan líneas que prolongan la plataforma inferior de los cuerpos vertebrales para luego medir los ángulos entre cada una de ellas (figura 5-3).



Capítulo 6

Segmento torácico

Cifosis

Método de Sørensen

Para la aplicación de este método se traza una línea que prolongue el borde superior del cuerpo vertebral transicional (donde empieza la cifosis) y otra línea que extienda el borde inferior (donde termina la cifosis). La intersección de estas líneas forma el ángulo de la cifosis (figura 6-1). Este ángulo también puede ser medido con el método de Cobb (figura 6-2).

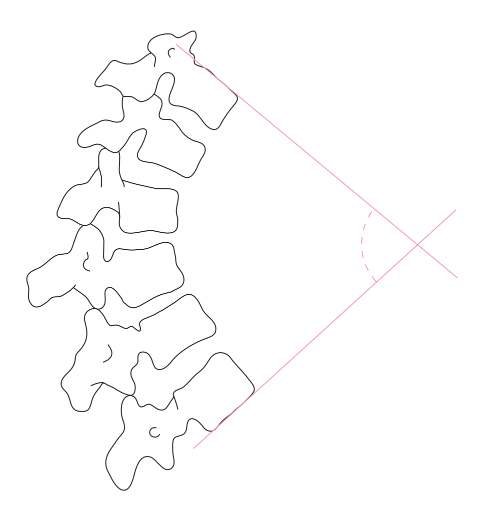


Figura 6-1. Cifosis. Método de Sørensen.

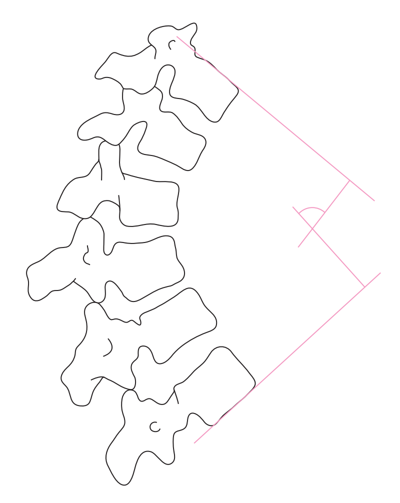


Figura 6-2. Cifosis. Método de Cobb.

Acuñamiento vertebral en el plano sagital

Método de Sørensen (1964)

Este procedimiento consiste en trazar una línea que prolongue el borde superior de la vértebra más acuñada (generalmente la que se encuentra en el ápex de la cifosis) y otra línea en el borde inferior de la misma. La intersección de dichas líneas forma el ángulo de acuñamiento vertebral en el plano sagital (figura 6-3).

Índice vertebral

Este índice es la relación que existe entre la altura del cuerpo vertebral y la anchura del mismo. Se determina al medir la vertical más alta del cuerpo vertebral y dividirla entre la anchura más corta del mismo (cuadro 6-1) (figura 6-4). Puede medirse en las vértebras torácicas y en las lumbares.

Otra forma de medir este índice consiste en dividir la altura de la pared posterior del cuerpo vertebral entre la altura de la pared anterior y multiplicar el producto por 100 (figura 6-5).

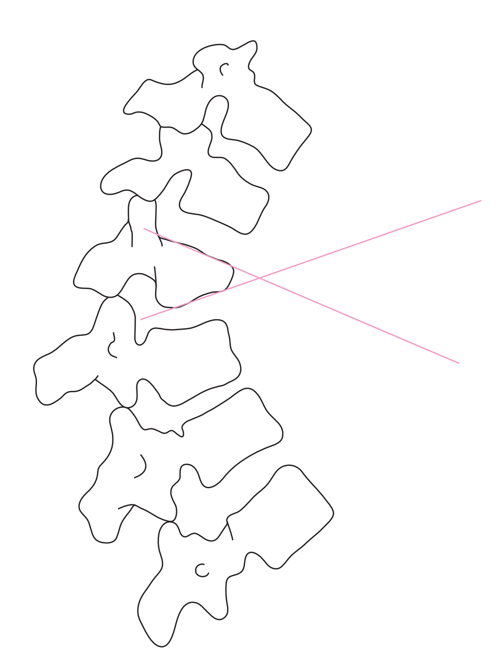


Figura 6-3. Acuñamiento vertebral. Método de Sørensen.

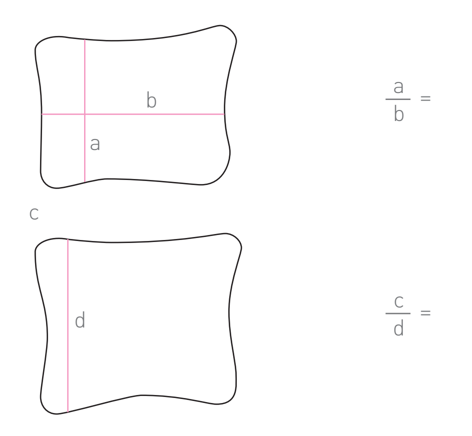


Figura 6-4. Medición del índice vertebral; vertical más alta entre anchura más corta.

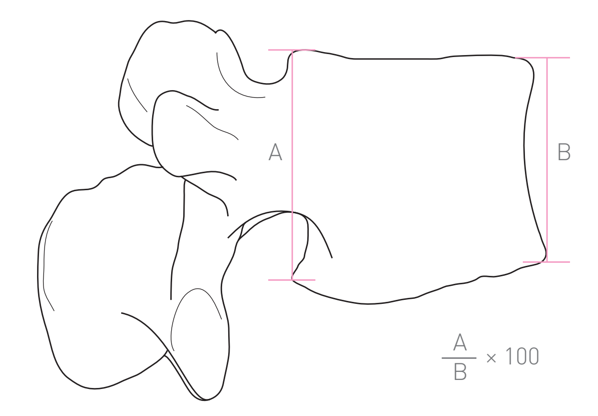


Figura 6-5. Medición del índice vertebral. *A*, altura de la pared posterior entre *B*, altura de la pared anterior por 100.

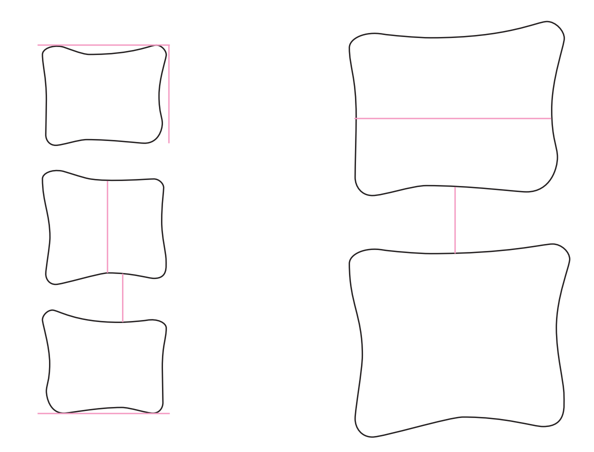


Figura 6-6. *Izquierda*, medición de cuerpos vertebrales. *Derecha*, índice intervertebral.

Cuadro 6-1. Valores normales del índice vertebral.

Nivel vertebral	Edad	Valor
T12	0 a 1 mes	0.18
	2 a 18 meses	0.91
	4 a 12 años (M)	0.86
	4 a 12 años (M)	0.78
	Más de 13 años (M)	0.93
	Más de 13 años (V)	0.84

Índice intervertebral

Se obtiene al dividir la altura del disco intervertebral entre la altura del cuerpo vertebral. Las mediciones del cuerpo vertebral y disco intervertebral en mujeres adultas normales de 20 a 60 años, según Hurxthal (1968), se presentan en el cuadro 6-2 (véase también la figura 6-6). Hurxthal midió un total de 220 vértebras de 20 radiografías laterales correspondientes a igual número de mujeres sanas.

Cuadro 6-2. Valores normales del cuerpo vertebral y disco intervertebral en mujeres adultas normales de 20 a 60 años (expresado en milímetros).

Cuerpo o espacio intervertebral	Espacio intervertebral	Altura anterior vertebral	Altura posterior vertebral	Altura media vertebral	Anchura superior vertebral	Anchura inferior vertebral
T12 – 11 + T12	6.4	28.7	28.5	31.5	35.5	34.0
T11 – 10 + T11	4.7	26.7	27.1	28.5	35.2	35.2
T10 – 9 + T10	4.4	26.5	16.0	25.0	35.0	35.1
T9 – 8 + T9	4.4	24.8	24.9	25.0	33.8	33.8
T8 – 7 + T8	4.4	23.3	24.0	23.0	31.0	31.7
T7 – 6 + T7	4.0	23.5	23.7	22.0	29.6	31.4

Distancia interpedicular torácica

Es la distancia más corta entre el borde medial de los pedículos de una vértebra (cuadro 6-3) en la radiografía anteroposterior. En la radiografía lateral se mide el diámetro sagital del cuerpo vertebral, así como el diámetro sagital del arco neural, desde su borde anterior hasta la base de implantación de la apófisis espinosa.

Cuadro 6-3. Valores normales de la distancia interpedicular torácica.

	3 a 5 años	9 a 10 años	17 a 18 años	Adulto
T-1	21.0	22.0	23.0	24.0
T-2	18.0	20.0	19.8	20.5
T-3	17.0	18.2	18.1	19.0

Índice intervertebral de Brandner (1970)

Es la relación que existe entre la altura más corta de un espacio intervertebral y la más grande del cuerpo vertebral subyacente (cuadro 6-4).

Cuadro 6-4. Valores normales del índice intervertebral de Brandner.

Edad	Nivel intervertebral T-11/12	Nivel intervertebral T-12/L-1
0 a 1 mes	0.37	0.35
2 a 18 meses	0.30	0.28
4 a 12 años	0.24	0.25
13 años o más	0.18	0.19

Índice cifótico de Wilkins y Gibson (1976)

Este índice se utiliza para determinar el grado de deformidad de la columna vertebral (desde la séptima vértebra cervical hasta el promontorio) en distrofias musculares. Se mide la distancia que va del punto posteroinferior de la séptima vértebra cervical hasta el promontorio, la cual se denomina línea *A* (figura 6-7); después se traza una línea perpendicular a la línea *A* hasta el ángulo anteroinferior de la vértebra apical de la curva, la cual se denomina línea *B*. El índice se obtiene al dividir *A* entre *B*. En las cifosis marcadas, el índice cifótico es pequeño, mientras que en una columna rectificada, el índice es grande. Una vez que el índice ha llegado a 50, los cambios se presentan con rapidez; el índice llega al infinito en una columna rectificada o bien a valores negativos en una columna en hiperextensión. En las columnas cifóticas el índice es pequeño, pero entre más recta se hace la columna, más aumenta el índice. En las columnas lordóticas o con hiperlordosis (en hiperextensión), la línea *B* es negativa y el índice es mayor de 50. Oda y colaboradores (1993) asignan valores positivos cuando la columna es cifótica y valores negativos cuando la columna es lordótica (figura 6-8).

Índice cifótico y lordótico de Voutsinas y Macewen (1986)

Los autores determinan el grado de cifosis mediante el método de Cobb, desde la segunda hasta la duodécima vértebra torácica (figura 6-9); también determinan el grado de lordosis lumbosacra con el mismo método, desde la primera vértebra lumbar hasta el ángulo posterosuperior de la primera vértebra sacra. Se mide la distancia de las cuerdas (A [mayúscula] en la cifosis y a [minúscula] en la lordosis), así como las flechas respectivas, es decir, la máxima distancia desde la flecha (B en la cifosis de la octava vértebra

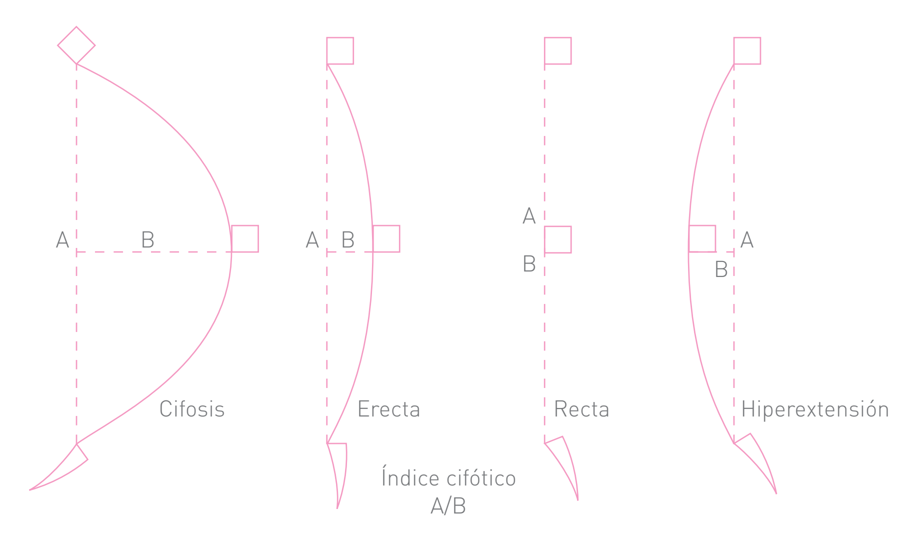


Figura 6-7. Índice cifótico.

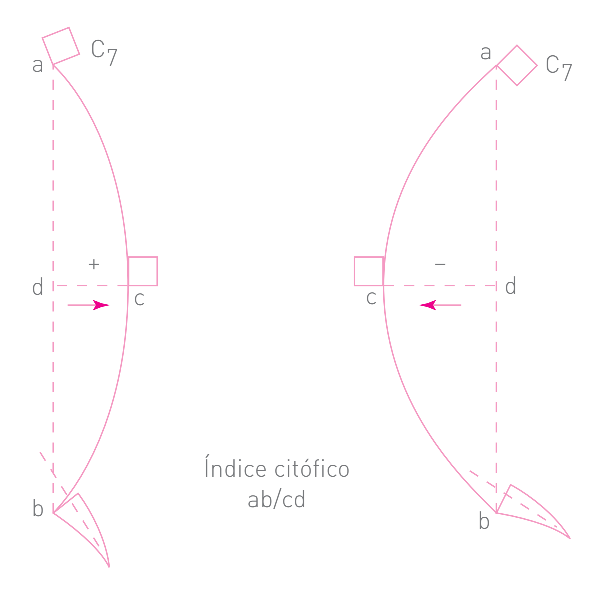


Figura 6-8. Índice cifótico de Williams y Gibson. Redibujada de Oda *et al.*, 1993.

torácica y b en la lordosis de la tercera vértebra lumbar). El índice cifótico y lordótico de estos autores se obtiene de la siguiente manera:

$$A/B \times 100$$

$$a/b \times 100$$

Los valores obtenidos para la cifosis torácica en individuos normales son de 9.6 (5 a 9 años), 9.7 (10 a 14 años) y 10.1 (15 a 20 años); para la lordosis lumbosacra son de 9.0 (5 a 9 años), 10.0 (10 a 14 años) y 10.4 (15 a 20 años).

Estos autores señalan que el método de Cobb para la cifosis y la lordosis sólo debe utilizarse para valorar las vértebras transicionales y no para evaluar la curvatura total en sí. Otros autores, como Milne y Kauder (1974), Dran (1979), Suzuki y Endo (1983), Zachini y Capasso (1982), Kapandji (1974) y otros también prefieren este índice al método de Cobb.

Ángulos de Konstam

Ángulo *K* y ángulo *A*

Tales ángulos son de utilidad para medir y predecir la deformidad cifótica de la columna (deformidad en giba) como secuela de tuberculosis (Rajasekaran, Shanmugasundaram, 1987). Konstam y Blesovsky (1962) describieron este sencillo método para medir la deformidad en giba de la columna (figura 6-10). Consiste en trazar una línea que prolongue la plataforma superior de la vértebra que se encuentra por arriba de la vértebra o vértebras que sufrieron un colapso, así como otra línea que prolongue la plataforma inferior de la vértebra subyacente a las vértebras lesionadas; la intersección de estas líneas constituye el ángulo *K* (del inglés *kyphosis*). El ángulo *A*, que es el suplementario, es usado por el *Medical Research Council Working Party on Tuberculosis of the Spine* (conocido como MRC). El ángulo *K* disminuye en relación directamente proporcional al aumento de la cifosis, mientras que el ángulo *A* se incrementa.

Colapso somático vertebral (Rajasekaran, 1987)

Se determina al dividir el cuerpo vertebral en 10 segmentos iguales en sentido horizontal, tanto en la radiografía anteroposterior como en la lateral; de esta forma se calcula la pérdida de altura del cuerpo vertebral.

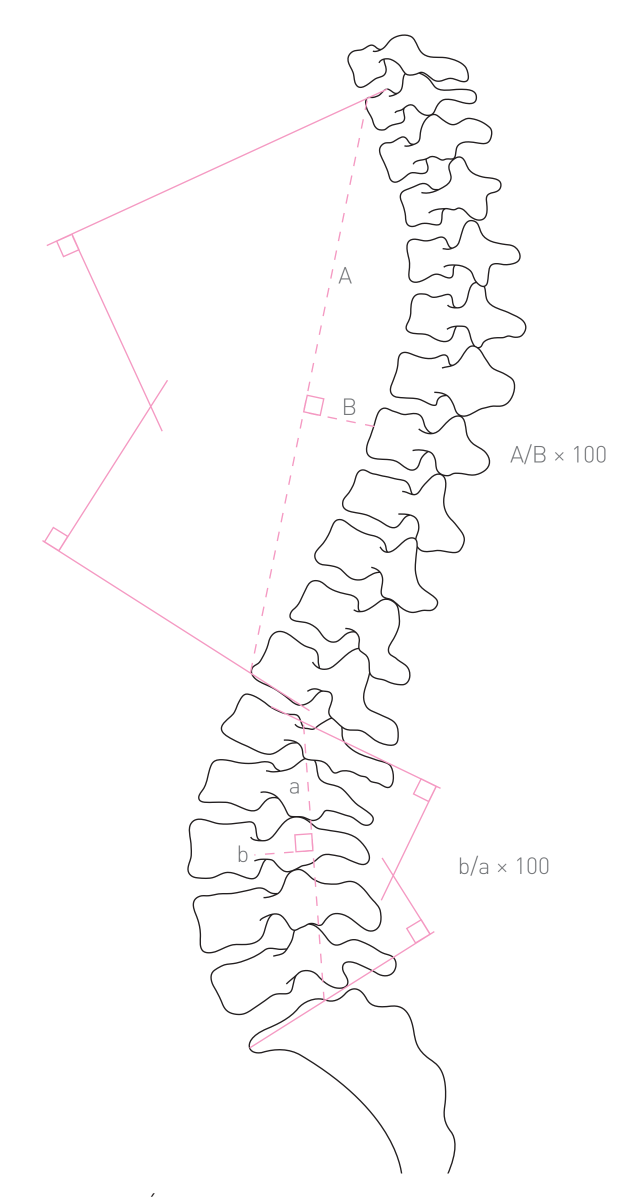


Figura 6-9. Índices cifótico y lordótico de Voutsinas y MacEwen.

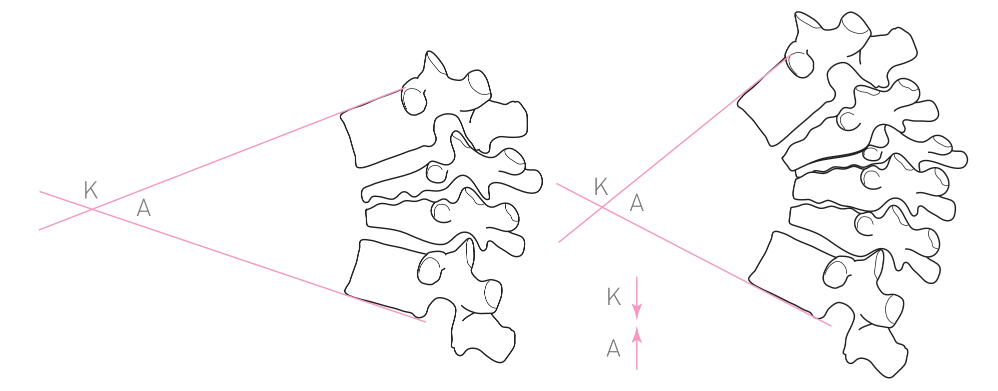


Figura 6-10. Ángulos de Konstam. Redibujada de Rajasekaran *et al.*, 1987.

Colapso vertebral

Método de Konstam y Blesovsky (1962)

Se determina al sumar la proporción de la pérdida de altura del cuerpo vertebral. Este método es útil para valorar la deformidad cifótica en pacientes con espondilitis tuberculosa (figura 6-11). Este método es semejante al anterior.

Ángulo de Salter

Ángulo interno de la giba

Moon y colaboradores (1987) miden la giba torácica de Pott mediante el ángulo de Salter combinado con el método de Cobb, que equivale al ángulo *A* de la *MRC* (figura 6-12). Miden también el llamado ángulo interno de la giba, formado por la intersección de una línea tangencial al muro posterior de los cuerpos vertebrales que se encuentran por arriba de la vértebra o vértebras lesionadas con otra línea que pasa por el muro posterior de los cuerpos vertebrales subyacentes a las mismas vértebras.

Índice de colapso vertebral anterior de Chow

Chow y colaboradores (1996) utilizan este método para determinar el colapso anterior del cuerpo vertebral secundario a fracturas toracolumbares por compresión que producen inestabilidad segmentaria.

Se mide el ángulo de la cifosis (*C*) en una radiografía lateral (figura 6-13) mediante el método de Cobb, es decir, mediante una línea proyectada por la plataforma superior de la vértebra que se encuentra por arriba de la vértebra fracturada, con otra línea proyectada por la plataforma inferior de la vértebra subyacente a la fracturada; el ángulo de Cobb se forma mediante sendas perpendiculares que se intersecan. Se procede a trazar otras líneas por las plataformas superior e inferior de la vértebra fracturada, con lo que se obtiene el ángulo *F* (de fractura). En seguida se mide la altura del muro anterior de las tres vértebras ya mencionadas, a las cuales se denomina *A*1, *A*2 y *Af* (vértebra superior, inferior y fracturada).

0.7
+ 0.5
1.2

0.7
0.5

Figura 6-11. Colapso vertebral. Redibujada de Chen WJ, Chen CH, Shih CH, 1995.

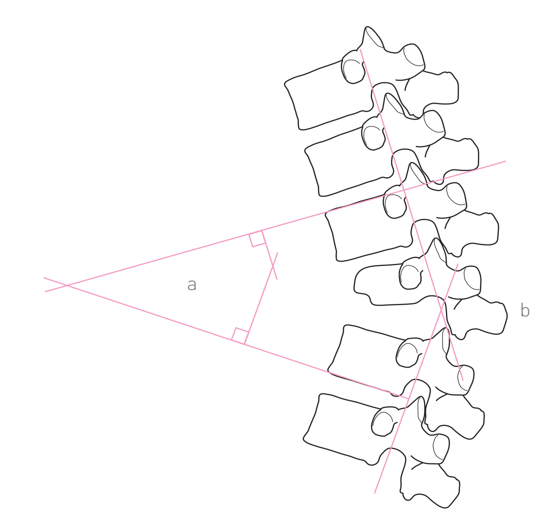


Figura 6-12. Ángulo de Salter. Ángulo interno de la giba. Redibujada de Moon, 1987.

El porcentaje de colapso anterior somático se calcula de la siguiente manera:

$$100 - ([Af/(A1 + A2)/2] \times 100)$$

Las distancias interespinosas también se miden y valoran.

Índice interespinoso

Método de Muñoz (1996)

Este índice se utiliza en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval y se basa en el método de Chow. Se usa la siguiente fórmula:

$$b/a \times 100$$

donde b es la distancia interespinosa (del vértice de una apófisis espinosa a otra) subyacente a la vértebra fracturada y a es la distancia interespinosa de la vértebra que se encuentra por arriba de la vértebra fracturada (figura 6-13).

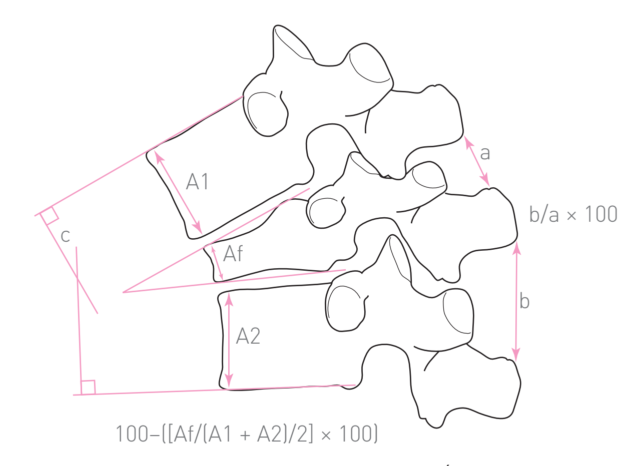
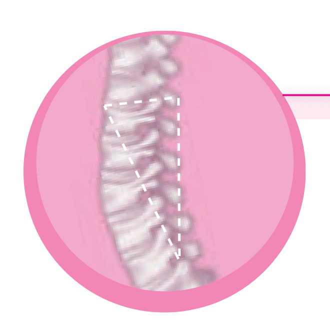


Figura 6-13. Colapso anterior de Chow. Índice interespinoso de Muñoz.



Capítulo 7

Segmento lumbar

Lordosis

Mediciones normales

La lordosis es la curvatura en el plano sagital de los segmentos cervical y lumbar de la columna vertebral y de la concavidad posterior. Se mide mediante el método de Cobb (figura 7-1). Los valores normales para lordosis cervical son de 25 a 40° y los de lordosis lumbar de 15 a 30°.

Imagen oblicua de la columna lumbar. Imagen del Scotch Terrier

En la proyección oblicua (45°) de la columna lumbar se observa la clásica imagen del "perrito de Madame La Chapelle", conocida también como "imagen del perrito" o "imagen del Scotch Terrier" (figura 7-2), la cual está representada por la superposición de todos los elementos anatómicos que conforman las vértebras lumbares:

- Ojo: pedículo.
- Hocico: apófisis transversa del lado en que inciden los rayos X.
- Cuello: istmo vertebral.
- Oreja: apófisis articular superior del lado en que inciden los rayos X.
- Pata delantera: apófisis articular inferior del lado de incidencia de los rayos X.
- Cola: lámina cuadrilátera y apófisis articular superior del lado opuesto a los rayos X.

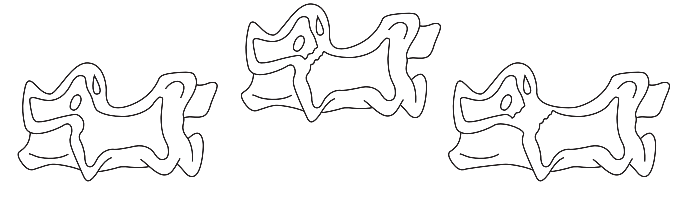


Figura 7-2. Imagen oblicua de la columna lumbar. *Izquierda*, imagen normal. *Centro*, "perro con collar": espondilólisis. *Derecha*, "perro decapitado": espondilolistesis.

- Pata trasera: apófisis articular superior del lado opuesto a los rayos X.
- Cuerpo: lámina cuadrilátera del lado de incidencia de los rayos X.

Cuando existe lisis de la *pars interarticularis* (espondilólisis) se observa la imagen del "perro con collar". Cuando se produce el desalojamiento del cuerpo vertebral del arco neural (espondilolistesis) se observa la imagen del "perro decapitado".

En condiciones normales, la radiografía oblicua de la columna lumbar muestra que los planos de las interlíneas articulares apofisarias se encuentran inscritas en paralelas equidistantes (figura 7-3) desde la primera vértebra lumbar hasta la articulación de la cuarta con la quinta; la interlínea articular de la quinta vértebra lumbar con la primera vértebra sacra se encuentra en otro plano. Este paralelismo se pierde en la displasia congénita de las apófisis articulares (figura 7-3).

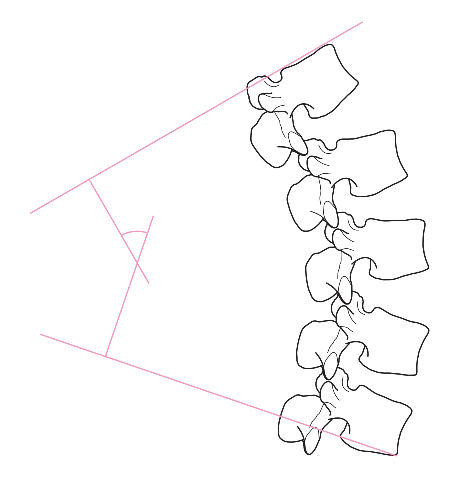


Figura 7-1. Método de Cobb para la lordosis.

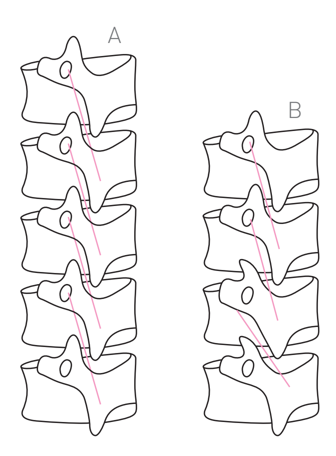


Figura 7-3. **A,** columna normal. **B,** displasia de las articulaciones.

Variaciones de la columna vertebral

Número de vértebras. Vértebras transicionales

La columna vertebral del adulto normalmente está formada por 33 vértebras, de las cuales 7 son cervicales, 12 dorsales, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coccígeas. De aquí que en la columna se encuentren cinco límites regionales: occipitovertebral, cervicodorsal, dorsolumbar, lumbosacro y sacrococcígeo.

El límite occipitovertebral es constante e invariable, mientras que el resto de los límites regionales tienden a desplazarse hacia arriba o hacia abajo; por esta razón existen dos tipos de columna lumbar: la craneal o ascendente y la caudal o descendente. En la mayoría de los casos, los límites regionales muestran tendencia al desplazamiento en un solo sentido, mientras que en una muy pequeña proporción se observa el desplazamiento de dichos límites hacia ambos lados. Según Khüne (1931), 63% de las columnas vertebrales son de tipo craneal y 37% de tipo caudal; si se descartan las múltiples variaciones menores, se observa que 40% de las columnas son normales, 26% craneales y 34% caudales.

La variación craneal tiene las siguientes características: 1) costilla cervical en la séptima vértebra cervical; 2) apófisis transversa larga en la séptima vértebra cervical mayor que la de la primera vértebra dorsal; 3) duodécima costilla corta o ausencia de la misma (de 1 a 7 cm); 4) sacralización de la quinta vértebra lumbar, y 5) tendencia de las vértebras sacras a la caudalización.

Las características de la variación caudal son: 1) apófisis transversa corta en la séptima vértebra cervical; 2) duodécima costilla larga (de 14 a 18 cm); 3) presencia de costilla en la primera vértebra lumbar; 4) apófisis transversa larga en la cuarta vértebra lumbar; 5) lumbarización de la primera vértebra sacra, y 6) sacralización de la primera vértebra coccígea.

Las vértebras que presentan variaciones en la forma de los límites regionales se denominan vértebras transicionales. Cuando la quinta vértebra lumbar es semejante a la primera sacra, se dice que presenta sacralización; en cambio, cuando la primera vértebra sacra es semejante a la quinta lumbar, se dice que presenta lumbarización.

Morfología de las apófisis transversas de la columna lumbar

Las apófisis transversas de las vértebras lumbares aumentan de tamaño desde la primera hasta la tercera, y de ahí disminuyen hacia la quinta lumbar, delimitando un rombo (figura 7-4). En condiciones normales, las apófisis transversas de la cuarta vértebra lumbar son más cortas y más estrechas que las de la tercera y quinta vértebras. Esta característica anatómica es muy constante y, según Schinz, se le encuentra presente en 80% de las columnas normales, en 70% de las craneales y en 60% de las caudales. Debido a su persistencia, este signo anatómico es útil para contar las vértebras de la columna lumbar aun cuando se tenga únicamente una radiografía de esta región.

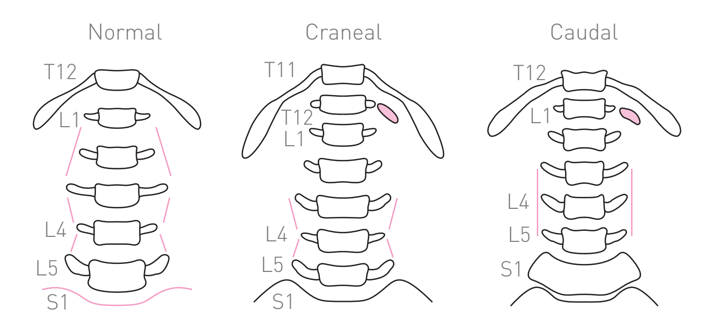


Figura 7-4. Morfología de las apófisis transversas.

Variaciones de las apófisis transversas de la cuarta vértebra lumbar

- Normal: apófisis más chica que aquella de la tercera y la quinta lumbares.
- Craneal: costilla rudimentaria en la duodécima vértebra torácica.
- Caudal: apófisis tan larga como aquella de la tercera lumbar; lumbarización de la primera vértebra sacra.

La frecuencia de las costillas y vértebras transicionales se presenta en el cuadro 7-1.

En el cuadro anterior se observa que las variaciones más frecuentes tienden a desplazarse en sentido craneal más que en sentido caudal. Como se aprecia, el número total de vértebras no se altera. El aumento de una vértebra en un segmento se produce a expensas de la pérdida de dicha vértebra en otro segmento, ya sea superior o inferior (figura 7-5). Por último, cabe recordar que estas variaciones de la columna vertebral se consideran normales.

Cuadro 7-1. Frecuencia de las costillas y vértebras transicionales.

		Normal	Craneal	Caudal
Costillas	13 12 11	Normal	Frecuente	Raro
Vértebras lumbares	6 5 4	Normal	Frecuente	Raro
Vértebras sacras	6 5 4	Normal	Frecuente	Raro

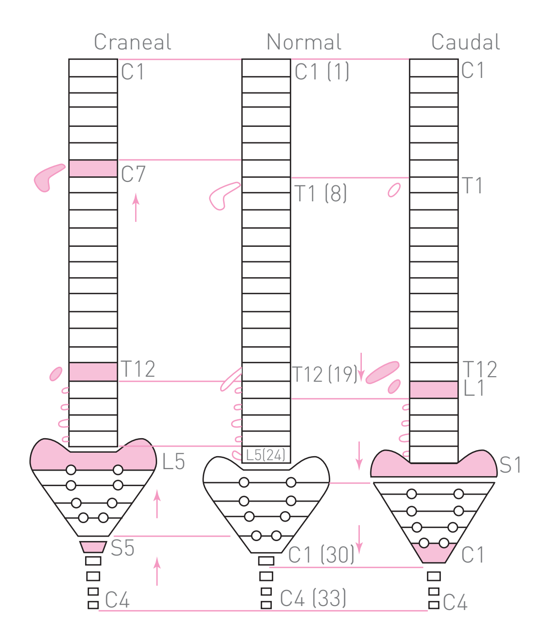


Figura 7-5. Variaciones vertebrales.

Cuerda de la lordosis lumbar

La cuerda de la lordosis lumbar es la línea que se extiende desde el punto o borde posterosuperior de la primera vértebra lumbar (figura 7-6) hasta el punto o borde posteroinferior de la quinta vértebra lumbar.

Flecha de la lordosis lumbar

La flecha de la lordosis lumbar es la distancia que existe entre la cuerda de la lordosis lumbar y el ápex (o punto de máxima curvatura), que generalmente se localiza en la tercera vértebra lumbar. Cuando hay hiperlordosis, la flecha de la lordosis aumenta, pero cuando la lordosis lumbar se rectifica, la flecha lordótica disminuye y puede llegar a cero. Cuando se pierde la lordosis por contractura intensa de los músculos lumbares, dicha curvatura puede invertirse, lo que produce una cifosis lumbar con la inversión subsecuente de la flecha.

La flecha de la lordosis mide normalmente 1 cm. Delahaye (1974) mencionó cifras de 7.3 mm hasta 31.1 mm, con un promedio de 19.2 mm (figura 7-6).

Índice de De Sèze para la lordosis

El índice de la lordosis de De Sèze se obtiene al trazar una línea vertical elevada a partir del espacio intervertebral de S2 y S3 (figura 7-7). La distancia de esta línea al ápex o vértice de la lordosis lumbar (en el punto medio del borde posterior de la tercera vértebra lumbar) constituye el índice de la lordosis. Su valor normal es de 4 a 8 cm (figura 7-7).

Polly y colaboradores (1996) hicieron un análisis de los diversos procedimientos para medir la lordosis lumbar. La miden desde L1 a S1, de L1 a L5, del disco L1-L2 al disco L5-S1, de L2 a S1 y de T-12 a S1, tomando como referencia la plataforma superior y en ocasiones la inferior de los cuerpos vertebrales (figura 7-8). Los métodos más utilizados son de la plataforma inferior de T12 a la superior de S1, de la superior de L1 a la superior de S1, de la superior de L1 a la inferior de L5 y de la inferior de T12 a la inferior de L5 (figura 7-8).

Peterson (1995) denominó como lordosis segmentaria a la angulación de una vértebra lumbar con otra (figura 7-9*A*) y como lordosis total a la angulación desde la plataforma superior de L1 hasta la superior de S1 (figura 7-9*B*).

Reversión posterior

La reversión posterior es la distancia que existe entre el punto posteroinferior de la quinta vértebra lumbar y la vertical, la cual pasa en forma tangencial al borde posterosuperior de la primera vértebra sacra. Esto significa que la reversión posterior es la relación que existe entre la cuerda de la lordosis y la vertical.

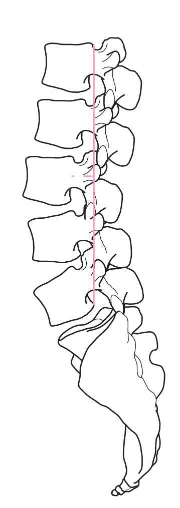


Figura 7-6. Cuerda y flecha de la lordosis.

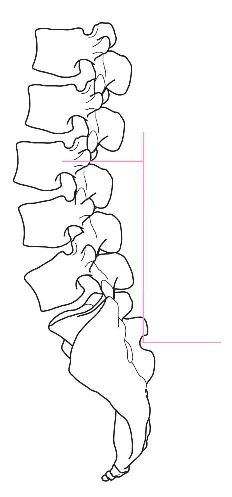


Figura 7-7. Índice de la lordosis de De Sèze.

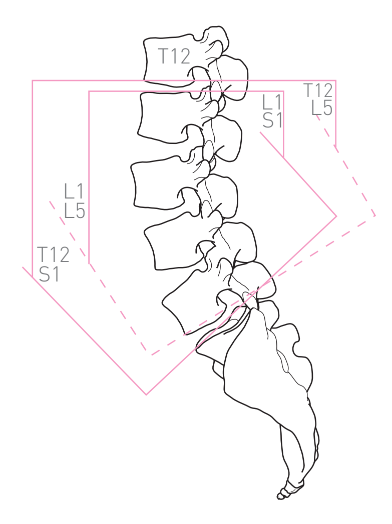


Figura 7-8. Diversas formas de medir la lordosis lumbar.

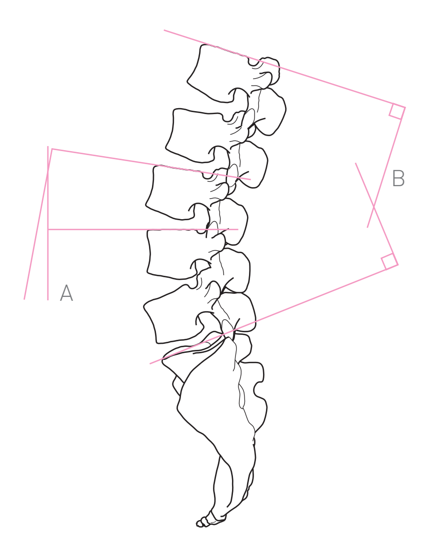


Figura 7-9. Método de Peterson para medir la lordosis lumbar.

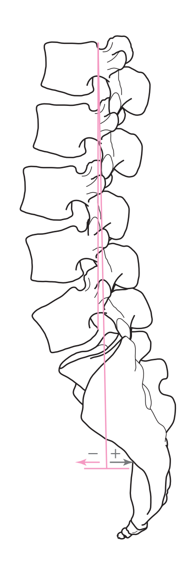


Figura 7-10. Reversión posterior.

Cuadro 7-2. Valores normales según Brandner.

Nivel vertebral	Edad	Valor
L-1	0-1 mes	0.87
	2-18 meses (M)	1.03
	2-18 meses (V)	1.03
	4-12 años (M)	1.00
	4-12 años (V)	1.02
	Más de 13 años (M)	0.87
	Más de 13 años (V)	0.88
L-2	0-1 mes	0.87
	2-18 meses	0.96
	4-12 años	0.92
	Más de 13 años (M)	0.95
	Más de 13 años (V)	0.87
L-3	0-1 mes	1.01
	2-18 meses	0.98
	4-12 años	0.80
	Más de 13 años (M)	0.82
	Más de 13 años (V)	0.79

Cuando la cuerda de la lordosis y la vertical se superponen, la distancia es nula o cero. Cuando el raquis lumbar se inclina hacia adelante, la distancia es negativa. Si el raquis lumbar está inclinado o revertido hacia atrás, la distancia es positiva; es decir, a medida que la lordosis se pierde, la distancia de la reversión se hace positiva (figura 7-10).

Índice vertebral

El índice vertebral es la relación que existe entre la altura del cuerpo vertebral y la anchura del mismo. Se determina al medir la vertical más alta del cuerpo vertebral para después dividirla entre la anchura más corta del mismo. En el cuadro 7-2 se muestran los valores normales en algunas vértebras y en varias edades, según Brandner.

Índice intervertebral

El índice intervertebral es la relación que se determina al medir la altura más corta de un espacio intervertebral para luego dividirla entre la altura más grande del cuerpo vertebral subyacente (figura 7-4; cuadro 7-3).

Cuadro 7-3. Índice vertebral.

Edad	Nivel intervertebral L-1/2	Nivel intervertebral L-2/3
0-1 mes	0.35	0.28
2-18 meses	0.28	0.21
4-12 años	0.26	0.20
13 años en adelante	0.30	0.38

Cuadro 7-4. Resultados encontrados por Hurxthal.

Cuerpo o espacio intervertebral	Espacio intervertebral (mm)	Altura anterior vertebral (mm)	Altura posterior vertebral (mm)	Altura media vertebral (mm)	Anchura superior vertebral (mm)	Anchura inferior vertebral (mm)
L5 – 4 + 15	11.0	35.4	32.2	31.0	37.8	39.6
L4 – 3 + L4	10.2	35.1	33.7	28.0	39.0	38.3
L3 – 2 + L3	10.2	34.7	34.3	34.0	37.0	37.6
L2 – 1 + L2	7.9	32.9	33.7	29.0	34.9	36.5
L1–T12+L1–T12–L1	6.9	31.7	32.4	31.0	35.8	33.3
T12 + 11 + T12	6.4	28.7	28.5	31.5	35.5	34.0
T11 – 10 + T11	4.7	26.7	27.1	28.5	35.2	35.2
T10 – 9 + T10	4.4	26.5	26.0	25.0	35.0	35.1
T9 – 8 + T9	4.4	24.8	24.9	25.0	33.8	33.8
T8 – 7 + T8	4.4	23.3	24.0	23.0	31.1	31.7
T7 – 6 + T7	4.0	23.5	23.7	22.0	29.6	31.4

Hurxthal midió un total de 220 vértebras en 20 radiografías laterales de igual número de mujeres sanas de 20 a 60 años de edad. En el cuadro 7-4 se muestran los resultados encontrados. En este estudio, Hurxthal midió los cuatro bordes del cuerpo vertebral, así como la altura del mismo y el espacio o altura intervertebral.

Índice de Jones y Thompson (1968)

En primer lugar, debe trazarse la línea *A* en la radiografía anteroposterior; esta línea marca la distancia interpedicular. A continuación se traza la línea *C*, que marca la anchura del cuerpo vertebral en su punto más estrecho. En la radiografía lateral se traza la línea *B*, que es la distancia entre el borde posterior del cuerpo vertebral (a la mitad) y la base de implantación de la apófisis espinosa (figura 7-11). La línea *D* es la distancia anteroposterior en el sitio más estrecho (figura 7-11).

El índice de Jones y Thompson se calcula al multiplicar la línea *A* por la línea *B*, lo que se divide entre el producto de la multiplicación de la línea *C* por la línea *D*, es decir:

$$\frac{A \times B}{C \times D}$$

Los límites normales van de 1/2 a 1/4.5. Un índice inferior a 1/5 sugiere un canal estrecho; uno superior a 1/2 sugiere un canal amplio.

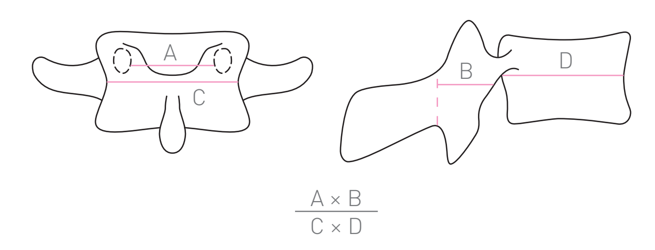


Figura 7-11. Índice de Jones y Thompson.

Ángulo sacrohorizontal (Wiltse, 1983; Kapandji, 1982)

Este ángulo se conoce también como ángulo sacro, ángulo sacrolumbosacro, ángulo lumbosacro, ángulo de Ferguson, etc. Está formado por la prolongación hacia adelante de la superficie o borde superior de la primera vértebra sacra y su intersección con la horizontal. Su valor normal es de 30° (figura 7-12).

Eje longitudinal de la columna lumbar

El método de Wiltse (1962) para obtener el eje longitudinal de la columna lumbar consiste en determinar, en primer lugar, el ángulo de la lordosis por el método de Cobb; a continuación se traza la bisectriz de dicho ángulo, para finalmente encontrar la perpendicular a la bisectriz, que es el eje longitudinal de la columna lumbar (figura 7-13).

Eje longitudinal del sacro

El eje longitudinal del sacro se determina al trazar una línea a lo largo del borde superior de la primera vértebra sacra para después trazar una perpendicular a ella, que representa el eje

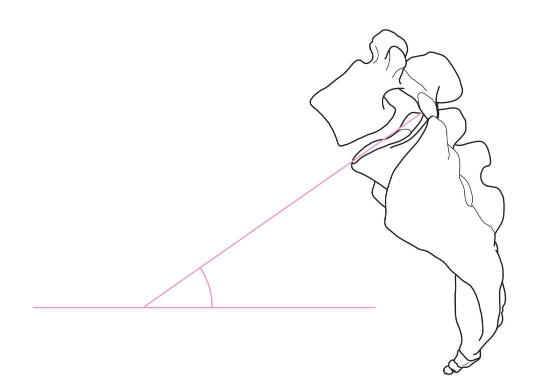


Figura 7-12. Ángulo sacrohorizontal.

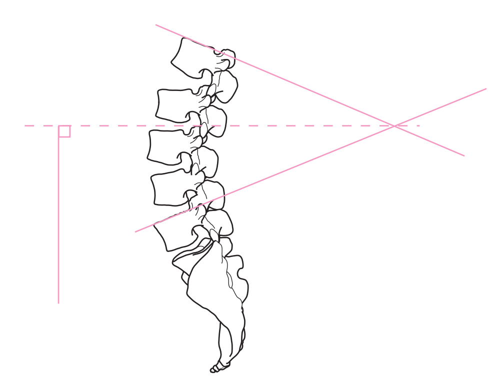


Figura 7-13. Determinación del eje de la columna lumbar.

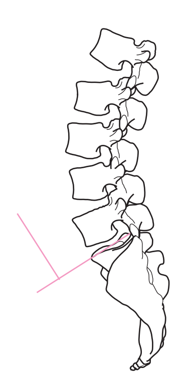


Figura 7-14. Determinación del eje longitudinal del sacro.

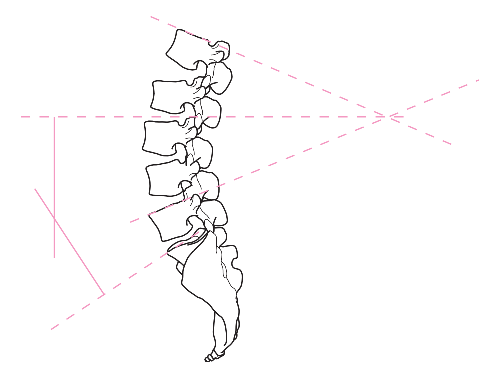


Figura 7-15. Ángulo lumbosacro.

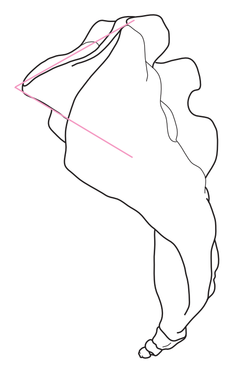


Figura 7-16. Ángulo del promontorio.

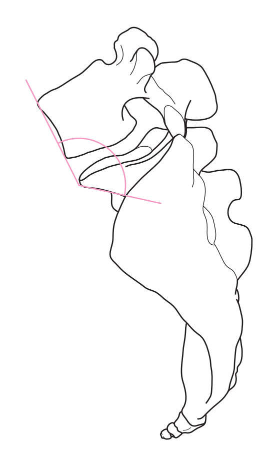


Figura 7-17. Ángulo sacrovertebral.

del sacro (figura 7-14). La intersección de los ejes longitudinal de la columna vertebral y del sacro forman el ángulo lumbosacro (figura 7-15).

Ángulo del promontorio

Este ángulo fue descrito por Robinson en 1906. Está formado por una tangente al borde superior de la primera vértebra del sacro, que se prolonga hacia adelante hasta intersecarse con otra línea tangencial al borde anterior de la misma vértebra. Su valor normal es de 60° (figura 7-16).

Ángulo sacrovertebral (Delahaye, 1974)

Se forma por la intersección de una tangente al borde anterior de la quinta vértebra lumbar con otra línea tangente al borde anterior de la primera vértebra sacra (figura 7-17; cuadro 7-5).

Ángulo lumbosacro (Kapandji, 1982; Junghans, 1957)

El ángulo lumbosacro está formado por la intersección del eje longitudinal de la quinta vértebra lumbar con el eje longitudinal de la primera vértebra sacra. Su valor normal promedio es de 140° (figura 7-18).

Cuadro 7-5. Valores obtenidos por diferentes autores.

Autor	Varones	Mujeres
Pizon	126°	128°
Junghans	129°	130°
Delahaye	129°	

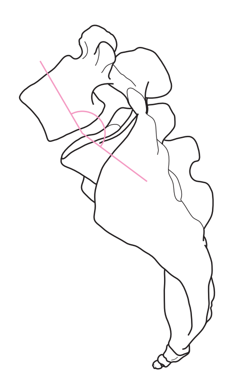


Figura 7-18. Ángulo lumbosacro.

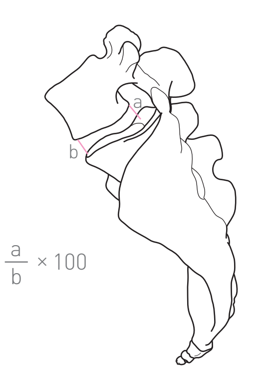


Figura 7-19. Método de Vallois-Lazarthes.

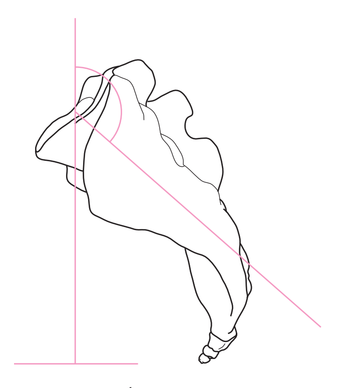


Figura 7-20. Ángulo sacrovertebral.

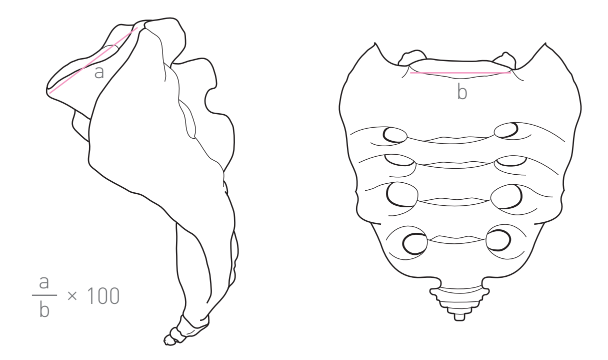


Figura 7-21. Índice de Delmas y Piwnica.

Cuadro 7-6. Valores del índice discal lumbosacro.

Autor	Varones	Mujeres
Delmas-Piwnica	40.9	44.9
Pizon	35.26	35.70

Índice discal lumbosacro

Según el método de Vallois y Lazorthes (1942), el índice discal lumbosacro se obtiene al medir la altura posterior del quinto disco intervertebral lumbar, la cual se divide entre la altura anterior del mismo y se multiplica por 100 (figura 7-19). El valor medio es de 37.97 según Pizon, citado por Delahaye (1974) (cuadro 7-6).

Ángulo sacrovertebral (Junghans, 1957)

Está formado por la intersección del eje longitudinal de la primera vértebra del sacro con la vertical. Su valor promedio es de 110° (figura 7-20).

Índice de superficie de Delmas y Piwnica (citado por Delahaye, 1974)

Este índice se obtiene al dividir el diámetro sagital de la superficie o el borde superior de la primera vértebra sacra (figura 7-21) entre el diámetro transversal de la misma; el resultado se multiplica por 100. Su valor normal es de 59 a 65.

Ángulo de inclinación de la pelvis

El ángulo de inclinación de la pelvis está formado por la línea que une el promontorio y el borde superior de la sínfisis del pubis al intersecarse con la horizontal. Representa la inclinación de la pelvis en el plano sagital, y su valor normal es de 60° (figura 7-22) (Kapandji, 1982).

Inclinación sacra

Es la inclinación ventral o anterior del sacro con respecto al plano vertical. Se determina al trazar una línea que prolon-



Figura 7-22. Ángulo de inclinación de la pelvis.

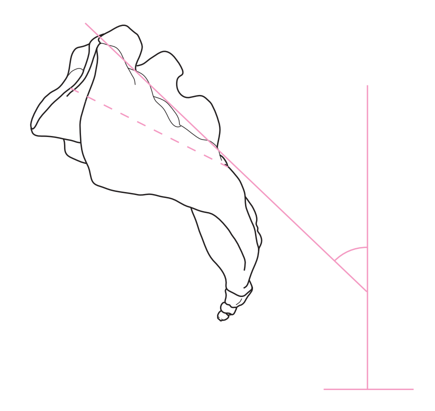


Figura 7-23. Ángulo de inclinación sacra.

gue el borde posterior de la primera vértebra sacra, la que al intersecarse con la vertical forma el ángulo de inclinación del sacro. Su valor normal es de 35 a 45°. Cuando no es posible identificar el borde posterior de la primera vértebra sacra, Wiltse (1989) sugiere colocar un punto en la mitad del borde superior y otro en la mitad del borde inferior de dicha vértebra. En la espondilolistesis, el sacro tiende a la posición vertical (figura 7-23).

Espondilolistesis

Este vocablo proviene del griego *spondylos* (vértebra) y *olisthesis* (deslizar), de ahí que sea correcto utilizar el sufijo -olistesis y no -listesis. La vértebra deslizada se denomina vértebra olistética. Los métodos para medir este padecimiento se describen en párrafos posteriores.

Imagen del perrito

En la espondilólisis, que ocurre al nivel del istmo (*pars interarticularis*), el perro se observa con un collar, mientras que en la espondilolistesis el perro se encuentra decapitado (figura 7-2).

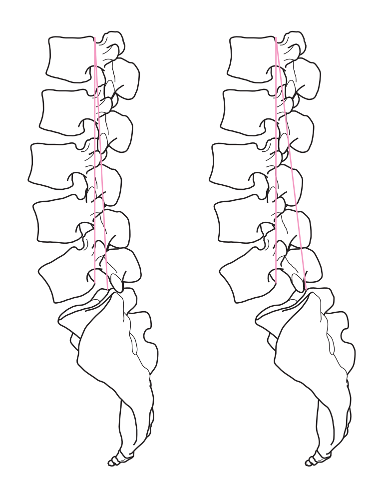


Figura 7-24. Ángulo de deslizamiento de Muñoz.

Ángulo de deslizamiento de Muñoz

Este método fue desarrollado por Muñoz y colaboradores (1978) en el Hospital de Ortopedia Tlatelolco, del IMSS. Es útil en el diagnóstico de la espondilolistesis precoz; el ángulo está formado por la cuerda de la lordosis y por la llamada línea lumbosacra, que se extiende desde el borde posterosuperior de la primera vértebra lumbar hasta el borde posterosuperior de la primera vértebra sacra. Su valor normal es de 0 a 5° (figura 7-24).

Lordosis lumbar de la espondilolistesis

La lordosis secundaria o compensatoria de la columna lumbar se acentúa en la espondilolistesis. El método de Wiltse (1976) para medir el ángulo de la lordosis lumbar consiste en trazar una línea que prolongue el borde superior de la primera vértebra lumbar y otra que se prolongue de la quinta vértebra lumbar. Se trazan sendas perpendiculares a dichas líneas, cuya intersección forma el ángulo de la lordosis lumbar (figura 7-25, izquierda). Si las superficies mencionadas son difíciles de identificar, un método opcional consiste en trazar líneas tangenciales al borde anterior de la primera y quinta vértebras lumbares; la intersección marca el mismo ángulo de la lordosis (figura 7-25, derecha).

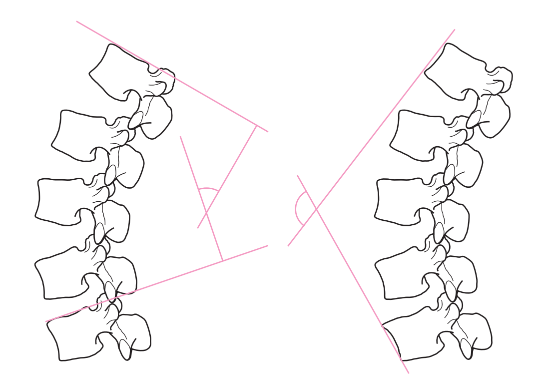


Figura 7-25. Métodos de Wiltse.

Índice lumbar

El índice lumbar se obtiene al dividir la altura del borde posterior del cuerpo vertebral entre la altura del borde an-

Cuadro 7-7. Valores del índice lumbar (L-5).

Otros autores	Varones	Mujeres
Cunningham	82.4	81.2
Vallois-Lazorthes	87.5	85
Delmas-Piwnica	84.8	79.8
Pizon	82.5	81.6

terior, cuyo resultado se multiplica por 100 (ver figura 6-5). Un resultado de 89 refleja un valor normal, uno de 83 revela espondilólisis y uno de 76 refleja espondilolistesis.

Este índice señala el acuñamiento posterior de la vértebra lumbar; por lo general, un índice menor de 100 revela que el borde posterior es de menor altura que el borde anterior (cuadro 7-7).

Ángulo de inclinación de la quinta vértebra lumbar (Junghans, 1957)

Este ángulo está formado por la prolongación del borde superior de la quinta vértebra lumbar al intersecarse con la horizontal. Su valor normal promedio es de 20°, pero aumenta en la espondilolistesis (figura 7-26).

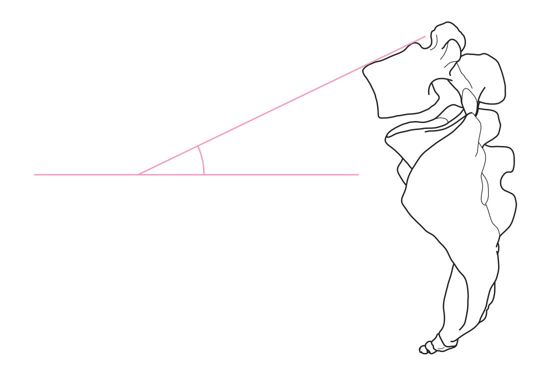


Figura 7-26. Ángulo de inclinación de la quinta vértebra lumbar.

Ángulo de la articulación lumbosacra

Conocido también como ángulo del diedro lumbosacro; está formado por la intersección del eje anteroposterior de la quinta vértebra lumbar con el eje de la primera sacra. Se determina al trazar una línea que prolongue el borde inferior de la quinta vértebra lumbar y otra línea que alargue el borde superior de la primera vértebra sacra. Su valor promedio es de 10°. En la espondilolistesis dicho ángulo tiende a disminuir (figura 7-27). Este ángulo mide la apertura anterior del disco intervertebral del espacio L5-S1.

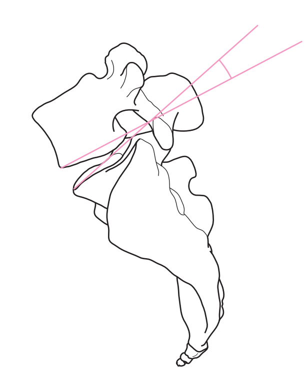


Figura 7-27. Ángulo diedro lumbosacro.

Método de Meyerding (1932)

Está basado en la división en cuartos de la superficie articular de la primera vértebra sacra (figura 7-28). Cuando la vértebra olistética deja al descubierto el cuarto posterior de la vértebra sacra, el deslizamiento corresponde al grado 1 (0 a 25%). En el grado 2, la vértebra olistética se encuentra en el segundo cuarto (26 a 50%). En el grado 3, la vértebra olistética se encuentra en el tercer cuarto (51 a 75%). En el grado 4, la vértebra olistética se encuentra en el último cuarto (más de 75%).

Rotación sagital (Wiltse, 1983)

Denominada también cifosis lumbosacra o ángulo de deslizamiento, es la relación angular que existe entre la quinta vértebra lumbar y la primera sacra. La rotación sagital se determina mediante una línea que prolonga el borde anterior de la quinta vértebra lumbar hacia abajo, junto con otra línea que prolonga, también hacia abajo, el borde posterior de la primera vértebra sacra. La intersección de estas líneas forma el ángulo de rotación sagital. En condiciones normales, las líneas deben ser paralelas; en la espondilolistesis se hacen convergentes hasta formar un ángulo que se conoce como ángulo de rotación sagital (figura 7-29).

Cuando la espondilolistesis es incipiente, dichas líneas no se intersecan o el ángulo de intersección es muy pequeño. En estos casos se utiliza otro método, que consiste en trazar una línea desde el borde anterior de la quinta vértebra lumbar (llamada línea lumbar), así como una línea del borde posterior de la primera vértebra del sacro (llamada línea sacra). A continuación se traza una línea perpendicular a la línea sacra, que al intersecarse con la línea lumbar forma el ángulo de rotación sagital (figura 7-30).

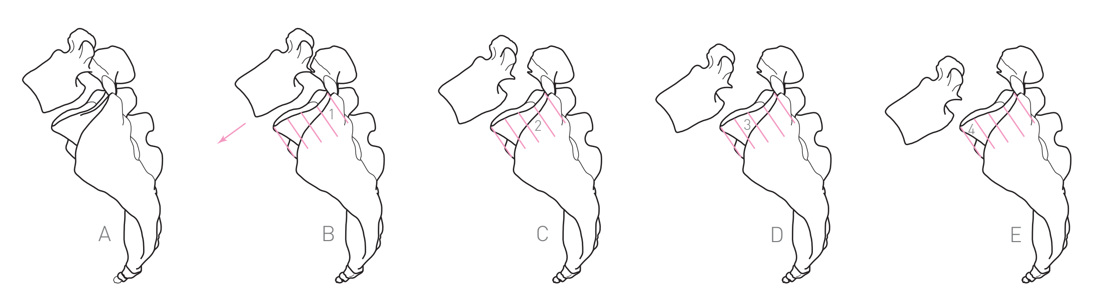


Figura 7-28. Clasificación de Meyerding. **A,** normal. **B,** grado 1. **C,** grado 2. **D,** grado 3. **E,** grado 4.

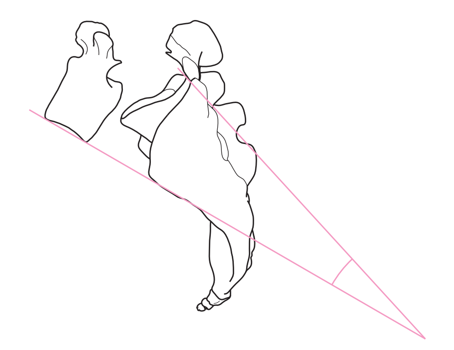


Figura 7-29. Rotación sagital en espondilolistesis avanzada.

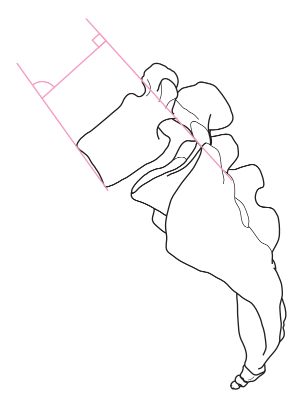


Figura 7-30. Rotación sagital en espondilolistesis incipiente.

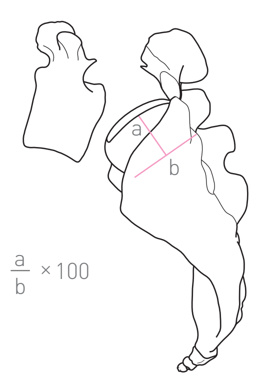


Figura 7-31. Porcentaje, de redondeo de la primera vértebra sacra.

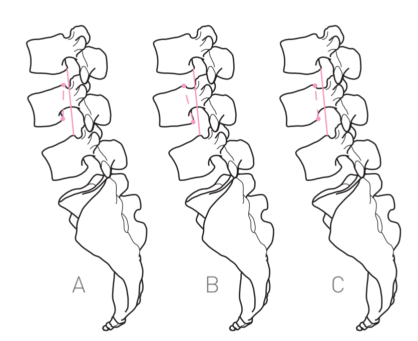


Figura 7-32. Método de Meschan. **A, B,** y **C,** normal.

Porcentaje de redondeo de la primera vértebra sacra (Wiltse, 1983)

En la espondilolistesis, a medida que la quinta vértebra lumbar se desliza, la superficie articular de la primera vértebra sacra se deforma hasta adoptar una forma redondeada. Wiltse afirma que a mayor deformidad, mayor es la predisposición al deslizamiento, por lo que sugiere la siguiente fórmula para determinar el porcentaje de redondeo. Se mide la anchura de la primera vértebra sacra, por lo general en la plataforma inferior, y se le identifica como línea *a*; a la altura de la vértebra se le identifica como línea *b*, la cual es perpendicular a la línea *a*. Ésta se divide entre la línea *b* y el resultado se multiplica por 100, lo que da el porcentaje de redondeo de la primera vértebra del sacro (figura 7-31).

Método de Meschan (1945)

También conocido como líneas de Meschan, ángulo de Meschan o distancia de Meschan, este método consiste en trazar una primera línea que une el punto posteroinferior de la vértebra (que se encuentra por arriba de la olistética) con el punto posterosuperior de la primera vértebra sacra (figura 7-32, línea continua, en el caso de olistesis de la quinta vértebra lumbar) o con la vértebra subyacente, y una segunda línea que se extiende desde el punto posterosuperior de la vértebra olistética hasta el borde posteroinferior de la misma vértebra.

En condiciones normales, la intersección de estas líneas ocurre en el borde superior o en el inferior de la vértebra intermedia. También pueden ser paralelas. Si se intersecan, el ángulo no debe medir más de 10°; si son paralelas, la distancia entre ellas no debe ser mayor de 3 mm (figura 7-33, derecha). En la espondilolistesis, las líneas se intersecan por arriba de la vértebra olistética. Un ángulo que mide de 1 a 3° se considera normal, uno de 4 a 10° revela espondilolistesis leve, uno de 11 a 20° revela espondilolistesis moderada y uno mayor de 20° revela espondilolistesis severa.

Línea de Ullman (1924)

Es la línea perpendicular a la superficie articular de la primera vértebra sacra al nivel del borde anterosuperior de la misma. En condiciones normales, la línea de Ullman debe ser tangencial al borde anterior de la quinta vértebra lumbar. En la espondilolistesis, esta línea pasa sobre el cuerpo vertebral de la vértebra olistética. También se conoce como signo de Ullman (figura 7-34).

Línea de Garland y Thomas (1946)

Es igual a la línea de Ullman. Los autores señalan que, en condiciones normales, esta línea debe estar separada del borde anterior de la quinta vértebra lumbar entre 1 a 8 mm. Cuando ocurre la espondilolistesis, la quinta vértebra lumbar es tangencial (está en contacto) a la línea de Garland y Thomas, y en estadios más avanzados pasa sobre el cuerpo de la vértebra olistética (figura 7-35).

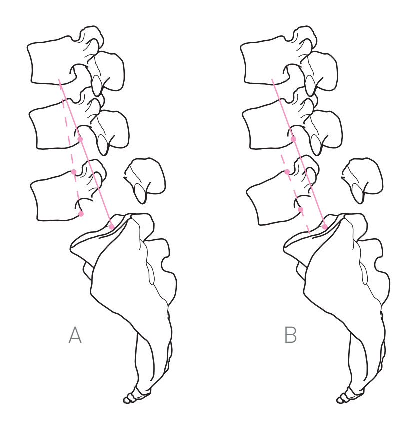


Figura 7-33. *Izquierda*, método de Meschan. **A,** y **B,** espondilolistesis. *Derecha*, línea de Ullman.

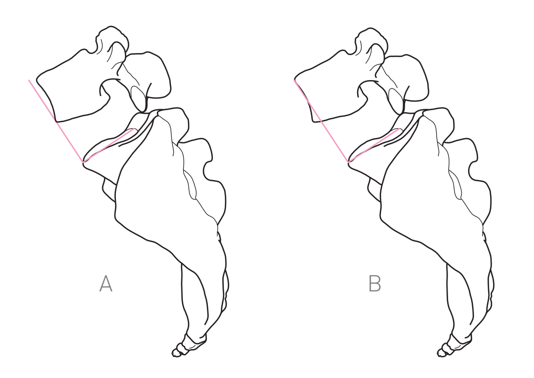


Figura 7-34. Línea de Ullman. **A,** normal. **B,** espondilolistesis.

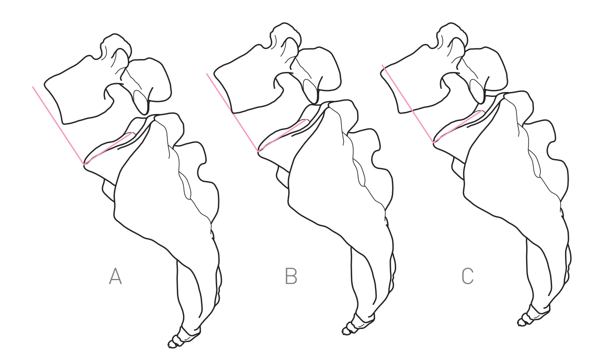


Figura 7-35. Líneas de Garland y Thomas. **A,** normal. **B,** olistesis incipiente. **C,** olistesis avanzada.

Método de Capener (1931)

Consiste en comparar el diámetro sagital total de la vértebra olistética con el de la vértebra superior. En condiciones normales, ambos diámetros son sensiblemente iguales, pero aumentan de manera anormal en la vértebra olistética. La medición se efectúa desde el borde anterior del cuerpo vertebral hasta el borde posterior de la apófisis espinosa, lo que da por resultado una línea tangencial al reborde inferior del pedículo (figura 7-36).



Figura 7-36. Método de Capener.

Acuñamiento de la vértebra olistética

Método de Sim (1973)

En la espondilolistesis lumbar, la quinta vértebra (olistética) se acuña en el borde posterior. El porcentaje se determina al medir la altura del borde posterior *a* y la del borde anterior *b*; se divide *a* entre *b* y el resultado se multiplica por 100 (figura 7-37):

$$\frac{a}{b} \times 100$$

Sim afirma que este índice tiene un valor normal de 0.91, mientras que disminuye a 0.70 en la espondilolistesis.

Índice lumbar para el acuñamiento posterior de la vértebra olistética

Otra forma de obtener este índice consiste en dividir únicamente la altura del borde posterior entre la altura del borde anterior, sin multiplicarlo por 100.

Ángulo lumbosacro

Método de Farfán (1973)

En condiciones normales y en posición neutra, el plano del espacio intervertebral L3-L4 es horizontal (es decir, perpendicular al eje longitudinal del cuerpo). Esta horizontal forma un ángulo con valor normal de 30° al intersecarse con el plano del espacio intervertebral L5-S1. Dicho ángulo representa la orientación del quinto espacio intervertebral, que aumenta en la espondilolistesis (figura 7-38).



Figura 7-37. Acuñamiento de la vértebra olistética.

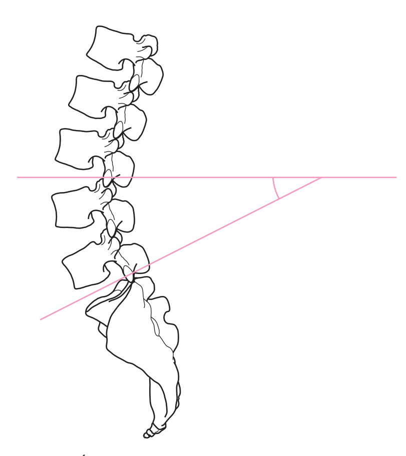


Figura 7-38. Ángulo lumbosacro. Método de Farfán.

Ángulo pediculofacetario

Junghanns, Macnab y Newman (1957) describieron casos de espondilolistesis lumbar en ausencia de defecto óseo del arco neural. Estos investigadores han descubierto que la orientación de las facetas articulares en relación con el pedículo es la causante del deslizamiento.

El ángulo pediculofacetario está formado por la intersección de una línea perpendicular al borde anterior del cuerpo vertebral que pasa a través del pedículo, con otra línea que divide o pasa por el borde superior e inferior de la *pars interarticularis*. El ángulo se debe medir en la vértebra deslizada, así como en las respectivas vértebras superior e inferior (figura 7-39). Stone, citado por Newman (1963), midió dicho ángulo en 75 radiografías de 45 pacientes; en el cuadro 7-8 se muestran los resultados. Sin embargo, no hay conclusiones definitivas respecto a la utilidad de este ángulo.

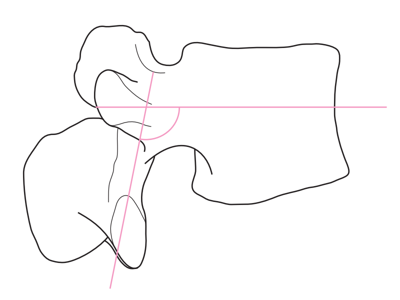


Figura 7-39. Ángulo pediculofacetario.

Cuadro 7-8. Valores según Stone.

Nivel lumbar	Variación	Promedio
5a. vértebra	93-145°	119.9°
4a. vértebra	100-147°	122.3°
3a. vértebra	107-140°	122.4°

Método de Amuso (1970)

Otra forma de medir el grado de deslizamiento en la espondilolistesis consiste en dividir en tercios el cuerpo de la vértebra subyacente (figura 7-40). De este modo, se diagnostica espondilolistesis de grado 1 cuando la vértebra superior se ha deslizado sobre el primer tercio, de grado 2 cuando se ha deslizado sobre el segundo tercio y de grado 3 cuando se encuentra en el tercer tercio. El grado 4 corresponde a un deslizamiento completo.

Método de Taillard o de Marique y Taillard (1954)

Se utiliza para determinar el porcentaje de deslizamiento de la espondilolistesis de la quinta vértebra lumbar. Consiste en dividir la distancia de deslizamiento *b* entre la distancia de la plataforma de la primera vértebra sacra *a*, cuyo resultado se multiplica por 100 (figura 7-41):

a = anchura de la superficie del sacro

b = distancia del deslizamiento

$$\frac{x}{100} = \frac{b}{a}$$

$$\left(\frac{b}{a}\right) \times 100 = \text{porcentaje del deslizamiento}$$

Método de Wiltse

Wiltse y colaboradores (1983) sugirieron un método para determinar o localizar el punto posteroinferior de la vértebra olistética, ya que en muchas ocasiones es difícil ubicar dicho margen en vista de que la vértebra se remodela, hay hipoplasia o existe un osteofito.

El método consiste en trazar una línea tangencial al borde anterior de la vértebra olistética, y a continuación

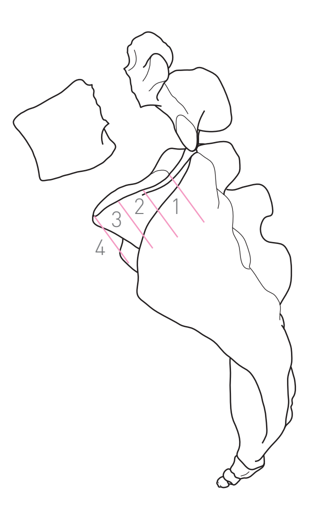


Figura 7-40. Método de Amuso.



Figura 7-41. Método de Taillard.

dibujar una línea perpendicular a esta última y tangencial a la plataforma superior. A continuación se traza otra línea de la misma longitud paralela a la anterior y tangencial a la plataforma inferior. Así queda localizado el punto posteroinferior de la vértebra olistética, que permite efectuar la determinación del porcentaje de deslizamiento (figura 7-42). Saraste y colaboradores (1984) midieron el desplazamiento de la vértebra olistética en milímetros (figura 7-43).

Método de Boxall modificado por Frennered (1991)

El desplazamiento vertebral se define como la distancia entre la línea tangencial al muro posterior de la vértebra olistética y otra línea tangencial al borde posterior del sacro. Se traza una línea perpendicular a la línea sacra, tangencial a la plataforma superior del sacro, que delimita la separación entre las dos líneas ya mencionadas; ésta se denomina línea *a* (figura 7-44). Se obtiene además el índice de desalojamiento al dividir la distancia *a* entre la longitud de la plataforma inferior de la vértebra olistética (*b*), y el resultado se multiplica por 100:

$$\frac{a}{b} \times 100$$

Österman y colaboradores (1976) calcularon el porcentaje de deslizamiento al multiplicar *b* por 100 y luego dividirlo entre *a* (figura 7-45):

$$\frac{b \times 100}{a}$$

Método de Taillard modificado por Fredrickson (1984)

Consiste en dibujar una línea que prolongue el borde posterior de la quinta vértebra lumbar hacia abajo, así como otra que prolongue el borde posterior de la primera vértebra sacra; la distancia entre estas dos líneas se llama distancia *A*. En

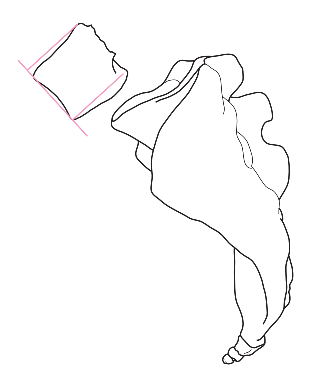


Figura 7-42. Método de Wiltse.

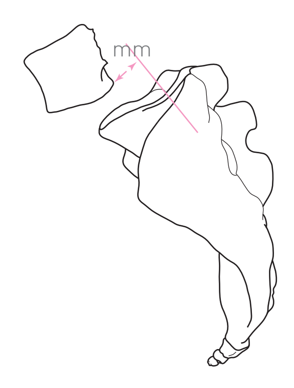


Figura 7-43. Método de Saraste.

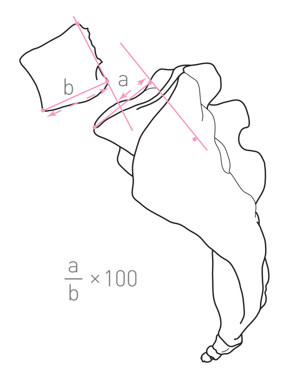


Figura 7-44. Método de Boxall modificado por Frennered.

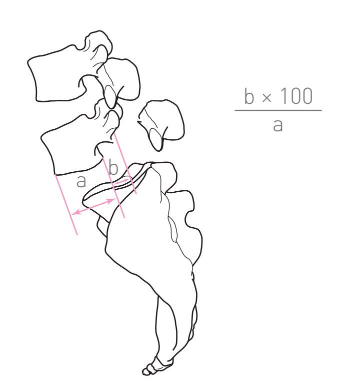


Figura 7-45. Método de Österman.

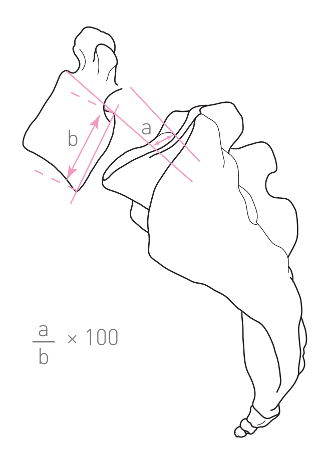


Figura 7-46. Método de Taillard modificado por Fredrickson.

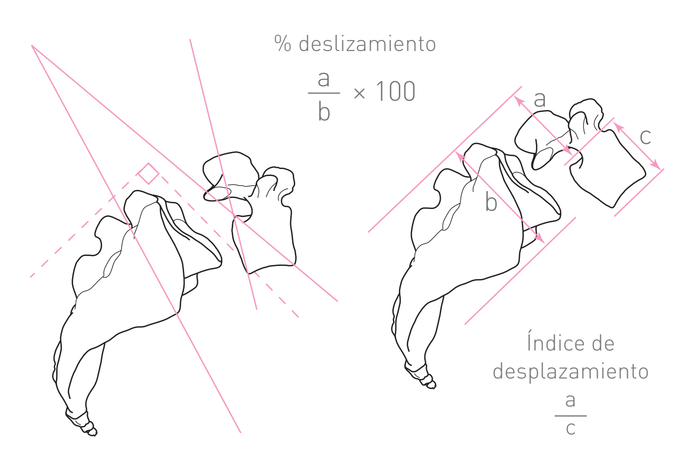


Figura 7-48. Método de Wright y Bell.

seguida se traza una línea en la plataforma inferior de la vértebra olistética; en los ángulos anteroinferior y posteroinferior se trazan sendas líneas perpendiculares a la de la plataforma. A la distancia entre las líneas perpendiculares se le llama distancia *B* (figura 7-46). El porcentaje se calcula al dividir *a* entre *b*, para luego multiplicar el resultado por 100:

$$\frac{a}{b} \times 100$$

Método de Taillard modificado por Lowe (1976)

Es un método basado en la medición del desplazamiento de la vértebra olistética como un porcentaje del cuerpo vertebral adyacente. Se comparan las mediciones en posición de reposo y de pie (figura 7-47); cuando el paciente se encuentra sobre los dos pies, la articulación lumbosacra se sitúa en una posición casi vertical, lo que aumenta el desplazamiento.

Método de Wright y Bell (1991)

Método que considera el ángulo de deslizamiento, el ángulo de rodamiento sacro, el porcentaje de deslizamiento y el

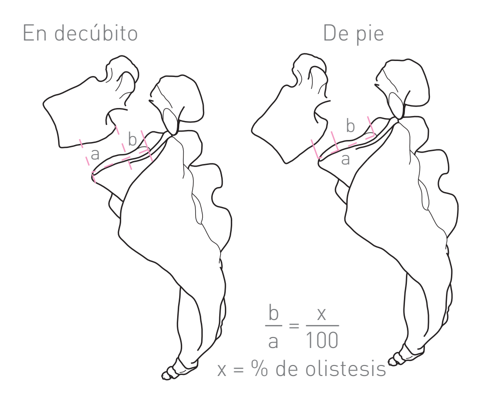


Figura 7-47. Método de Taillard modificado por Lowe.

índice de desplazamiento. El ángulo de deslizamiento está formado por la intersección de una línea que se dibuja a lo largo de la plataforma inferior del cuerpo vertebral de L5 (vértebra olistética) con otra línea que es paralela a la plataforma superior de la primera vértebra sacra (perpendicular al eje del sacro) (figura 7-48, izquierda).

El ángulo de rodamiento sacro está formado por la intersección de una línea que va del ángulo anterosuperior al ángulo posteroinferior del cuerpo de la quinta vértebra lumbar, proyectada hacia atrás (figura 7-48, izquierda), con otra línea que pasa por la plataforma inferior de la primera vértebra sacra.

El porcentaje de deslizamiento es similar al de Taillard. El índice de desplazamiento se obtiene al determinar la distancia *a*, que va desde el borde posterior del cuerpo vertebral de la quinta vértebra lumbar hasta la línea que es tangencial al borde posterior del sacro, y la distancia *c*, que se obtiene al calcular el diámetro sagital del cuerpo vertebral medido en la plataforma superior (figura 7-48, derecha). Este índice se obtiene al dividir *a* entre *c*:

$$\frac{a}{c}$$



Otros métodos para valorar la olistesis de la quinta vértebra lumbar

Uno de los métodos para valorar la olistesis de la quinta vértebra lumbar requiere que se trace una línea que prolongue hacia atrás la plataforma superior de la primera vértebra lumbar, así como otra que prolongue la plataforma superior de la quinta vértebra lumbar (figura 7-49). Se utiliza el método de Cobb y se trazan sendas líneas perpendiculares a las de las plataformas, con lo que se forma el ángulo de la olistesis.

Otro método consiste en trazar una línea que prolongue en sentido craneal el borde posterior de la primera vértebra sacra; después se traza una línea perpendicular a ella, que al intersecarse con la línea de la plataforma

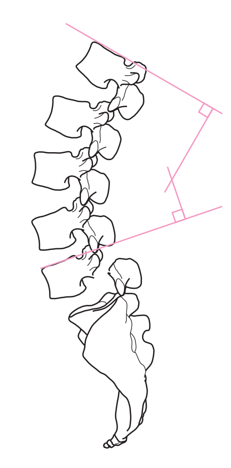


Figura 7-49. Ángulo de la olistesis.

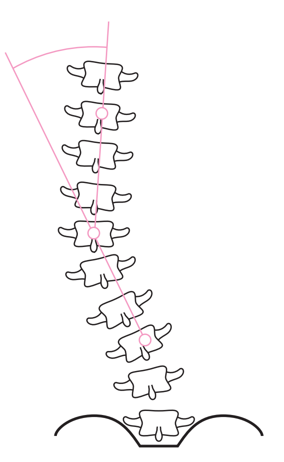


Figura 7-51. Método de Ferguson-Risser-Von Lackum.

inferior de la vértebra olistética forma otro ángulo de la olistesis (figura 7-50).

Escoliosis

La escoliosis es la inclinación lateral (en el plano frontal) de la columna vertebral. En virtud de que ésta se desvía de la vertical, es factible medir dicho desalojamiento mediante varios métodos para determinar el ángulo de la curva.

Método de Ferguson-Risser-Von Lackum (1948)

Se basa en la localización de la vértebra transicional proximal (figura 7-51), es decir, aquélla en que se inicia la curvatura escoliótica, así como de la vértebra transicional distal, donde termina la curva. Se localiza también la vértebra apical de la curva, es decir, la vértebra que está situada en el ápex o vértice de la curva. Se ubica el centro del cuerpo vertebral de cada una de las vértebras mencionadas y se procede a trazar una línea que una el centro de la vértebra transicional proximal con el centro de la vértebra apical. De este último punto parte otra línea al centro de la vértebra transicional distal. La intersección de dichas líneas forma el ángulo de la escoliosis (o ángulo de la curva); lo que se mide es el ángulo suplementario.

Las vértebras transicionales son aquellas que tienen menos rotación, menos acuñamiento, y cuyas plataformas superior e inferior se muestran en posición paralela y son las más inclinadas. La vértebra apical se localiza en el vértice o ápex de la curvatura, y su cuerpo es el más acuñado y con mayor rotación.

Las limitaciones de este método consisten en que el ápex en ocasiones está formado por un espacio intervertebral o por dos cuerpos vertebrales, y en que se dificulta localizar el centro del cuerpo vertebral cuando éste está muy deformado. Este procedimiento también se conoce como método de Ferguson-Risser.



Figura 7-50. Otro método para medir el ángulo de la olistesis.

Determinación del centro de una vértebra

De acuerdo con Panjabi y colaboradores (1977), se determinó el centro de una vértebra mediante la intersección de una línea que une los puntos intermedios de ambas plataformas de un cuerpo vertebral (figura 7-52, líneas cortas discontinuas), así como los puntos intermedios del borde anterior y posterior del mismo cuerpo vertebral. En una vértebra que forma parte de una curva escoliótica, en que el cuerpo vertebral no ha perdido su morfología, este procedimiento puede ser adecuado para encontrar el centro del cuerpo vertebral; sin embargo, como ya se mencionó, la vértebra apical de la curva es más acuñada y con mayor rotación, por lo que este método pierde su valor.

Método de las diagonales

Es de utilidad en las vértebras acuñadas. Se puede utilizar en las radiografías anteroposterior y lateral. Consiste en dibujar una línea que una el ángulo superior derecho con el ángulo inferior izquierdo del cuerpo vertebral. Se sigue el

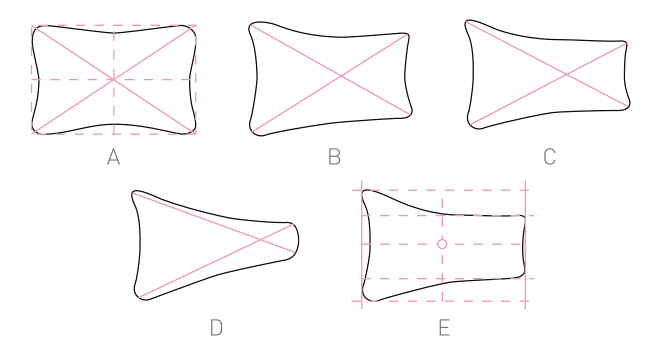


Figura 7-52. Métodos para determinar el centro del cuerpo vertebral.

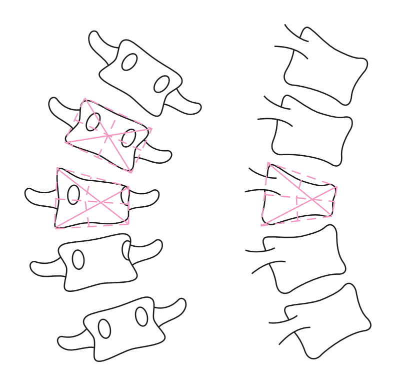


Figura 7-53. En las vértebras acuñadas el método de las perpendiculares localiza el centro geométrico.

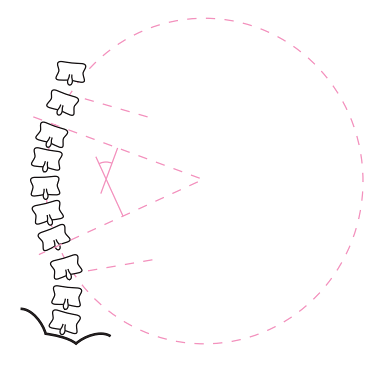


Figura 7-54. La curva escoliótica forma parte de un círculo.

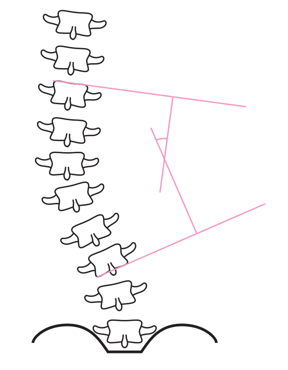


Figura 7-55. Método de Cobb.

mismo procedimiento al unir el ángulo superior izquierdo con el inferior derecho del cuerpo vertebral. La intersección de ambas líneas corresponde al centro teórico del cuerpo vertebral (figura 7-52*B*). Sin embargo, a medida que el cuerpo vertebral se hace más cuneiforme, la intersección de las líneas se desplaza hacia el acuñamiento del cuerpo vertebral (figura 7-52*C* y *D*), por lo que este método no localiza el centro geométrico de la vértebra.

Método de las perpendiculares

En primer lugar se trazan líneas que unan los cuatro costados del cuerpo vertebral y se localiza el punto medio de cada una de las líneas; en seguida se traza una perpendicular a cada una de las cuatro líneas que delimitan el cuerpo vertebral hacia el interior del mismo, y la intersección de las perpendiculares corresponde al centro de la vértebra (figura 7-52*E*). A pesar de que la vértebra se acuña, es evidente que la intersección de las perpendiculares no varía, lo que hace más confiable la medición de Ferguson (figura 7-53).

Método de Cobb (1948)

Este método se basa en el hecho de que la curva escoliótica forma parte de un círculo (figura 7-54). Por ser la curva un segmento de círculo, las vértebras transicionales de dicha curva están inscritas en los radios del círculo, así que el método de Cobb proporciona un valor más fidedigno y confiable que el de Ferguson-Risser, ya que mide la desviación directa de la columna vertebral.

El método consiste en trazar una línea que prolongue la superficie articular superior de la vértebra transicional proximal hacia la concavidad de la curvatura, y otra línea que prolongue la superficie o plataforma inferior de la vértebra transicional distal hacia la concavidad de la curva. En seguida se trazan sendas perpendiculares a dichas líneas, cuya intersección forma el ángulo de la curvatura (figura 7-55).

Este proceso también se le conoce como método de Cobb-Lippman. Las vértebras transicionales (de uso en los métodos de Ferguson y de Cobb) se identifican por las siguientes características: 1) la vértebra transicional proximal se identifica por tener la plataforma superior inclinada por completo hacia la concavidad de la curvatura, con lo que pierde su paralelismo con la vértebra superior; 2) en la vértebra transicional distal, la plataforma inferior está inclinada hacia la concavidad de la curvatura y pierde su paralelismo con la vértebra subyacente; 3) las vértebras transicionales son las que tienen menor rotación (o ninguna) que las vértebras que forman la curvatura, y 4) los espacios intervertebrales están disminuidos en la concavidad y aumentados en la convexidad de la curvatura.

Análisis de Lusskin del método de Cobb

Lusskin (1962) denominó al método de Ferguson como el de la “mitad de la curva”, pues el ángulo se mide precisamente a la mitad, es decir, al nivel de la vértebra apical; al

procedimiento de Cobb lo denomina "método del final de la curva", debido a que la medición del ángulo se hace con las vértebras con las que empieza y termina la curva.

En su análisis, Lusskin menciona que con el método de Cobb no importa dónde se tracen las perpendiculares a las líneas de las plataformas vertebrales, pues el ángulo que forman (figura 7-56[θ]) es igual al ángulo central de la curva (figura 7-56[α]), que formarían las líneas vertebrales si se prolongaran y se intersecaran:

1. Al prolongarse las líneas perpendiculares se cruzan con las líneas vertebrales, lo que forma los triángulos *CGD* y *CHE*, que son similares.
2. β es igual a β'.
3. $\theta + \beta = 90°$ del triángulo *CHE*.
4. $\alpha + \beta = 90°$ del triángulo *HFD*.
5. $\therefore \alpha = \theta$.

Entonces no es necesario prolongar las líneas de las plataformas vertebrales.

En el método de Ferguson (figura 7-56, derecha) se utiliza el centro (Q) de la vértebra apical de la curva para de ahí generar dos líneas: una en sentido cefálico al centro de la vértebra transicional superior de la curva (*N*) y otra en sentido caudal al centro de la vértebra transicional inferior de la curva (*M*). La intersección de estas líneas forma el ángulo delta (Δ). Si se mide el ángulo central de la curva por el método de Cobb, se tendrá el ángulo θ.

Entonces:

1. El ángulo *NQC* es μ (mu) y el ángulo *QMN* es γ (gamma).
2. El ángulo *NCM* es θ y *QCM* es $\theta/2$.
3. El ángulo *QCP* y el ángulo *PCM* son iguales o equivalentes a $\theta/4$.
4. $2\mu + 2\mu$ es igual a 180° (del triángulo *MQN*).
5. 2γ equivale a $180° - 2\mu$.
6. $\Delta + 2\mu = 180°$.
7. $\Delta = 180° - 2\mu$.
8. $\therefore \Delta = 2\gamma$.

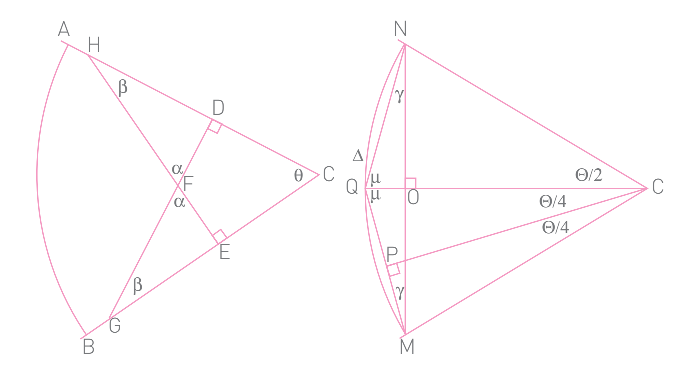


Figura 7-56. Análisis geométrico de los métodos de Cobb y de Ferguson.

1. Los triángulos *CPQ* y *MOQ* son similares, ya que los dos son rectángulos y contienen al ángulo μ (*MQC*).
2. γ equivale a $\theta/4$.
3. Entonces Δ equivale a 2γ.
4. Δ equivale a $\theta/2$ o θ equivale a 2Δ.

Lo anterior significa que el "método a la mitad de la curva" de Ferguson-Von Lackum y Risser dará ángulos aproximados a la mitad de los valores obtenidos con el "método al final de la curva" de Cobb.

Lusskin encontró que la relación θ/Δ en las mediciones de una serie de 11 curvaturas escolióticas fue de 1.41.

Método de Tideström (1964)

El método de Tideström mide la desviación angular directa de cada vértebra, lo que proporciona una representación general de la magnitud y extensión de la curva escoliótica. Este autor, con la ayuda de un transportador deslizante que tiene una regleta larga (figura 7-57), mide la inclinación de la plataforma superior de cada una de las vértebras que forman la curva escoliótica, la que al intersecarse con la horizontal forma un ángulo. El conjunto de todos los ángulos representa la curva escoliótica en forma gráfica (figura 7-58).

Es interesante que la suma del ángulo de la vértebra transicional proximal y el de la vértebra transicional distal da por resultado el mismo número de grados que utilizando el método de Cobb.

Método de Lindahl (1968)

Consiste en colocar al paciente de pie y girarlo hacia un lado mediante fluoroscopia, hasta que la escoliosis haya desaparecido y la columna se vea recta y vertical. En seguida, y sin que el paciente modifique su postura, se coloca en ángulo recto en relación con la posición antes mencionada, con lo que se obtiene el valor máximo de la curva escoliótica.

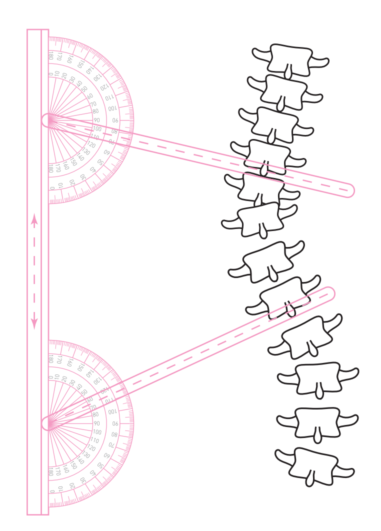


Figura 7-57. Método de Tideström.

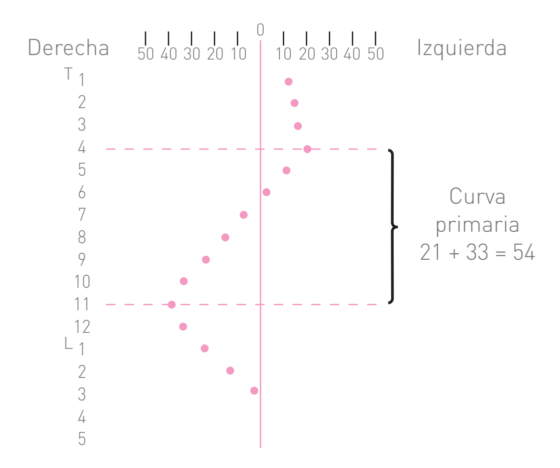


Figura 7-58. Gráfica obtenida con el método de Tideström.

Lindahl utiliza además el método matemático, mediante el cual se obtiene el ángulo máximo de la escoliosis y el ángulo entre este último con el plano de cualquier otra proyección; para implementar este método se utilizan los discos bidimensionales de Edholm (1967). Una ventaja que ofrece esta técnica es que la influencia de cualquier inclinación de la columna, de la vertical o cualquier ajuste por arriba o por debajo de la máxima curvatura, es corregida en forma automática.

Comparación de los métodos de Ferguson y Cobb para medir la escoliosis

Según Moe (1978), los ángulos medidos con el método de Ferguson-Risser son menores que los obtenidos con el método de Lippmann-Cobb. Cuando la rotación es marcada (sobre todo en una columna fusionada), el punto central de la vértebra apical es difícil de localizar, lo que también sucede cuando hay defectos congénitos. En muchas ocasiones, dos vértebras están paralelas entre sí, y ambas pueden estar en el ápex de la curva, así que el espacio intervertebral es realmente el punto apical de la curva.

En la escoliosis severa, con curvas hiperbólicas en las que el método de Cobb proporciona un valor de 130 a 140°, la discrepancia entre los dos métodos es aún más grande. En estos casos, el ángulo medido por el método de Cobb es relativamente más cercano al arco de la curvatura.

George y Rippstein (1961) establecieron que el método de Cobb y el de Ferguson no son comparables. Las diferencias y discrepancias entre ellos muestran que se obtiene un porcentaje más favorable con el método de Cobb; sin embargo, consideran al método de Ferguson como más confiable, ya que utilizarlo brinda un margen mínimo de error.

Nivelación de los hombros en la escoliosis

Método de Bagó

Bagó y colaboradores (1996) utilizaron las mediciones de altura de los hombros, altura de la apófisis coracoides, intersección clavícula-costillas e inclinación de la primera vértebra torácica para valorar la nivelación de los hombros en la escoliosis.

Para determinar la altura de los hombros se traza una línea horizontal en la radiografía anteroposterior, tangencial al borde superior de cada articulación acromioclavicular. La diferencia se mide en milímetros. Bagó y colaboradores (1996) asignaron valores positivos cuando el hombro izquierdo es el más alto (figura 7-59, izquierda).

A fin de determinar la altura de las apófisis coracoides es preciso trazar una línea horizontal en el borde superior de cada una de tales apófisis. La distancia entre las líneas se mide en milímetros y también se asignan valores positivos cuando la apófisis izquierda es más alta.

En cuanto a la intersección clavícula-costillas, el primer paso para determinarla es localizar el punto en que la clavícula cruza el arco externo de la caja torácica, el cual tiene una altura variable y se relaciona en forma estrecha con la altura de los hombros. En este punto se traza una línea horizontal; la diferencia entre las líneas de ambos lados se mide en milímetros, con valores positivos si el lado izquierdo es el más alto (figura 7-59, derecha).

Para medir la inclinación de la primera vértebra torácica se traza una línea a lo largo de la plataforma de dicha vértebra; su intersección con la horizontal mide el ángulo de inclinación. Se consideran valores positivos si la inclinación es hacia la derecha (figura 7-60, izquierda).

Ángulo de inclinación de la primera costilla de Mintz (1991)

Se dibuja una línea tangencial al borde superior de las primeras costillas torácicas, que al intersecarse con la horizontal forma el ángulo. Los valores son positivos cuando la inclinación es hacia la derecha (figura 7-60, derecha).

Rotación vertebral

En la escoliosis casi siempre se presenta la rotación de los cuerpos vertebrales. A continuación se refieren los métodos utilizados para medir la rotación vertebral.

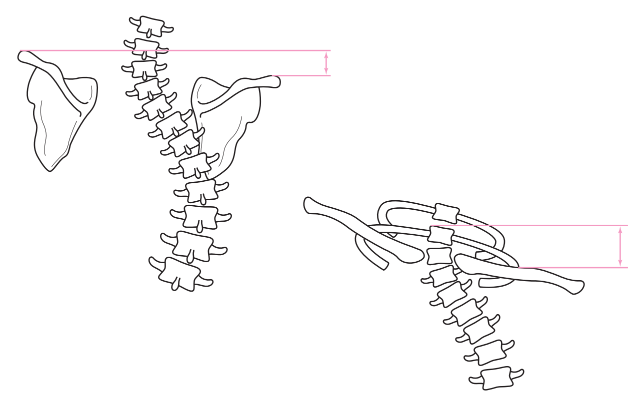


Figura 7-59. Método de Bagó.

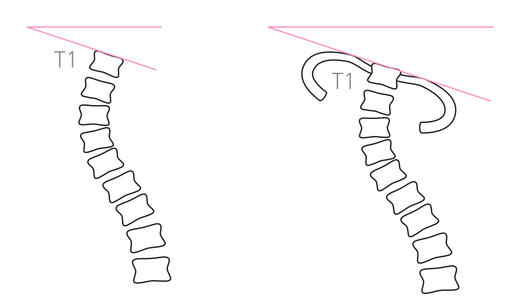


Figura 7-60. Método de Bagó.

Método de Cobb (1948)

Este procedimiento se basa en la posición en que se encuentra la apófisis espinosa de la vértebra en rotación. A fin de determinar el grado de rotación, la anchura del cuerpo vertebral se divide en sextos. Cuando la apófisis espinosa se dirige hacia el lado de la concavidad, se asigna a la rotación un carácter positivo. Cuando se dirige hada la convexidad, se asigna un carácter negativo.

La medición se efectúa en la vértebra con mayor rotación, por lo general en el ápex de la curva. El método consiste en dividir el cuerpo vertebral en seis sextos mediante líneas verticales. En condiciones normales, la apófisis espinosa se encuentra en la línea media del cuerpo vertebral (figura 7-61). A medida que se produce la rotación de la vértebra, la apófisis espinosa se desplaza hacia el lado de la convexidad o de la concavidad, con lo que invade las divisiones en sextos del cuerpo vertebral (figura 7-61). Con base en lo anterior Cobb efectúa la siguiente clasificación:

- Normal. Cuando la apófisis espinosa está en el centro de la vértebra.
- Rotación +. Cuando la apófisis espinosa se encuentra entre el tercio interno y el tercio medio de la mitad de la vértebra.
- Rotación ++. Cuando la apófisis espinosa se encuentra entre el tercio medio y el tercio externo de la mitad de la vértebra.
- Rotación +++. Cuando la apófisis espinosa se encuentra en el borde lateral del cuerpo vertebral.
- Rotación ++++. Cuando la apófisis espinosa se encuentra más allá del borde lateral del cuerpo vertebral.

Método de Nash y Moe (1969)

Este método se basa en la migración de los pedículos en la radiografía anteroposterior de la columna. Se clasifica como normal (rotación cero) cuando ambos pedículos son simétricos y equidistantes al centro y a los lados del cuerpo vertebral; de grado 1 cuando el pedículo del lado de la concavidad empieza a desaparecer (puesto que ha comenzado a girar hacia la convexidad) y el pedículo de la convexidad se ha despegado del borde del cuerpo vertebral; de grado 2 cuando el pedículo de la concavidad casi ha desaparecido y el pedículo de la convexidad ocupa el segundo tercio (la mitad del cuerpo vertebral, es decir, la del lado convexo, ha sido dividida en tres tercios); de grado 3 cuando el pedículo de la concavidad ha desaparecido y el de la convexidad se encuentra en la mitad del cuerpo vertebral, y de grado 4 cuando el pedículo de la convexidad ha pasado más allá del centro de la vértebra (hasta la mitad del cuerpo vertebral del lado de la concavidad) (figura 7-62).

Stagnara (1974) calculó además los grados de rotación que sufre el cuerpo vertebral, según la clasificación que se presenta en el cuadro 7-9.

Método de Mehta (1973)

Toma como base el hecho de que con los dos métodos tradicionales (el de Cobb y el de Nash y Moe) la medición vertebral sólo puede efectuarse desde 0 hasta 30° de rotación vertebral; más allá de este límite las mediciones no son confiables. El método de Nash y Moe (desplazamiento del pedículo del lado convexo) presenta una imagen del pedículo muy estrecha y difícil de identificar al rebasar el límite de los 30°. El método de Cobb (desplazamiento de la apófisis espinosa) presenta una apófisis difícil de identificar al rebasar ese mismo límite.

Mehta sugiere en su método la utilización tanto del pedículo como de la apófisis transversa del lado convexo de la curva, así como del foramen intervertebral, estructuras que se visualizan constantemente aun más allá de los 30°

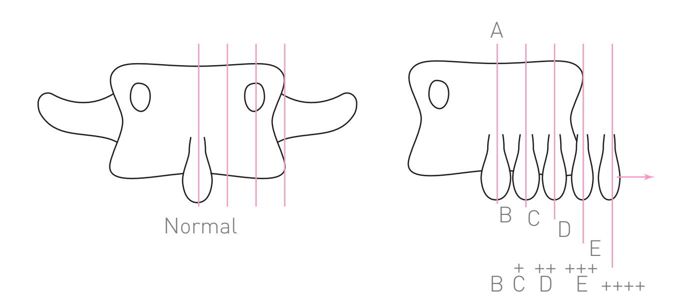


Figura 7-61. Método de Cobb. Rotación vertebral normal. A, normal (apófisis espinosa en la línea media del cuerpo vertebral). B, +. C, ++. D, +++. E, ++++.

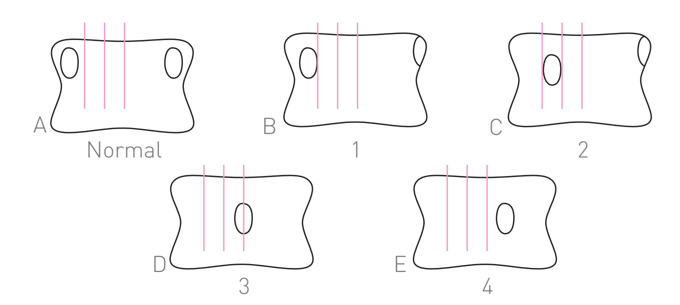


Figura 7-62. Rotación vertebral (método de Nash y Moe). La mitad del cuerpo vertebral ha sido dividido en tercios. **A,** normal. **B,** grado 1; **C,** grado 2. **D,** grado 3. **E,** grado 4.

Cuadro 7-9. Clasificación de Stagnara (modificada).

Desplazamiento del pedículo	Porcentaje	Grados de rotación (aproximado)
Normal	0%	0°
1	12.5%	10°
2	25%	20°
3	50%	45°
4	62.5%	57.5°
+	75%	70°
4	100%	90°

de rotación vertebral. Estos tres elementos anatómicos se observan a intervalos de 15° de rotación, como se ilustra en la figura 7-63.

En la marca de 0°, el pedículo del lado convexo es ovoide, simétrico y equidistante con respecto al lado cóncavo. La apófisis transversa de ambos lados se proyecta más allá del borde lateral del cuerpo vertebral y el foramen intervertebral no se visualiza (figura 7-63*A*).

En la marca de 15°, el pedículo del lado convexo sigue siendo ovoide, desplazado en forma medial. El pedículo del lado cóncavo tiene forma de media luna; sólo se proyecta la punta de la apófisis transversa del lado convexo. El foramen intervertebral no se visualiza (figura 7-63*B*).

En la marca de 30°, el pedículo del lado convexo tiene ya la forma de un óvalo adelgazado, con mayor desplazamiento medial. La apófisis transversa no se proyecta en el borde del cuerpo y se superpone con el pedículo del lado convexo. El agujero intervertebral no se observa (figura 7-63*C*).

En la marca de 45°, el pedículo del lado convexo define una línea curva con un mayor desplazamiento medial. La apófisis transversa adopta la forma de una línea circular por detrás del pedículo del lado convexo, sin estar fuera del cuerpo vertebral. El foramen intervertebral se observa pequeño y por debajo de la apófisis transversa (figura 7-63*D*).

En la marca de 60°, el pedículo del lado convexo se observa ya de perfil. Es difícil identificar la apófisis transversa. El foramen intervertebral es grande, limitado por una doble línea debida a la superposición de ambos agujeros intervertebrales y localizado en el borde posterior del cuerpo vertebral (figura 7-63*E*).

En la marca de 75°, el pedículo se observa de perfil. La apófisis transversa del lado convexo no se identifica con facilidad. El foramen intervertebral del lado convexo es grande y se observan ambos forámenes, así como los bordes posteriores del cuerpo vertebral, con una doble línea (figura 7-63*F*).

En la marca de 90° se observa la vértebra situada prácticamente de perfil (es decir, en el plano frontal), de la misma forma que se observa en una radiografía lateral (figura 7-63*G*).

Finalmente, Mehta afirma que su método tiene ventajas sobre otros y que utiliza los elementos anatómicos mencionados de acuerdo con los siguientes parámetros: 1) pedículo del lado convexo entre 15 y 30°; 2) apófisis transversa del lado convexo entre 45 y 60°, y 3) cuerpo vertebral (foramen intervertebral) entre 75 y 90°.

Método de Stokes (1986)

Consiste en trazar una línea media en el cuerpo de la vértebra apical de la curvatura torácica, desde la plataforma superior a la inferior. También puede utilizarse en la columna torácica. A continuación se localizan los polos superior e inferior de los pedículos y se traza una línea que los una, lo que representa el eje longitudinal de los pedículos. Se traza una línea perpendicular al eje del pedículo hasta llegar a la línea media del cuerpo vertebral; se asigna la letra *a* al lado izquierdo y la *b* al derecho (figura 7-64). Los cálculos se realizan de la siguiente manera:

$$\tan\theta = \left[\frac{a-b}{a+b}\right] \times \left[\frac{W}{2d}\right]$$

donde $\frac{W}{2d}$ es una constante dependiente del nivel vertebral medido.

Método de Perdriolle

Torsiómetro de Perdriolle. Perdriolle inventó en 1979 el torsiómetro (figura 7-65), que es una regleta con líneas verticales que se inclinan con una serie de angulaciones que van desde 0 hasta 60°. Como inventor del torsiómetro, Perdriolle menciona sus recomendaciones para el uso de este tipo de goniómetro: 1) seleccionar la vértebra más girada de una curva; 2) determinar el punto medio de cada borde vertical (*A, A'*) de la vértebra; 3) seleccionar el punto medio del pedículo del lado de la convexidad de la curva (*B*), y 4) colocar el torsiómetro sobre los puntos *A* y *A'* de la vértebra seleccionada.

La lectura del ángulo se encuentra en el punto *B*. Las líneas horizontales deben ser paralelas a las plataformas de los cuerpos vertebrales. Si el cuerpo vertebral está acuña-

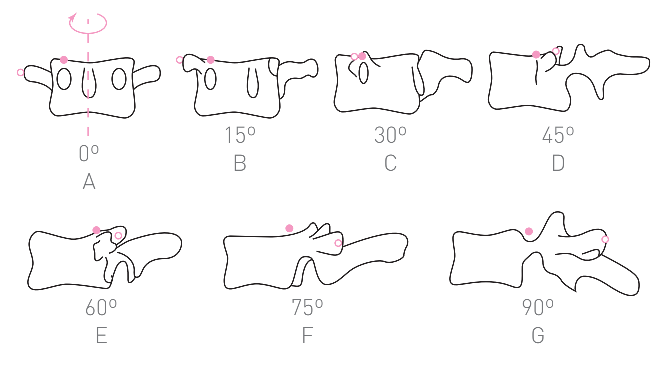
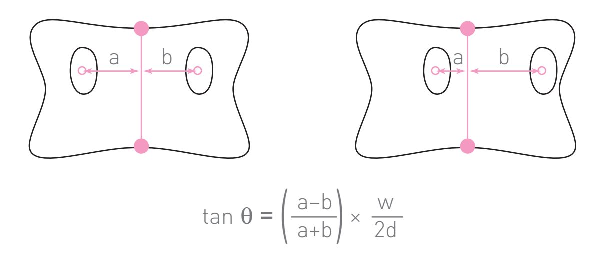


Figura 7-63. Método de Mehta. **A,** 0°. **B,** 15°. **C,** 30°. **D,** 45°, **E,** 60°. **F,** 75°. **G,** 90°.



$$\tan \theta = \left(\frac{a-b}{a+b}\right) \times \frac{w}{2d}$$

Figura 7-64. Método de Stokes.

do, las plataformas no deben usarse como referencia y las líneas horizontales deben ser perpendiculares a los bordes verticales. Por último, las mediciones realizadas con este instrumento tienen una progresión o incrementos de 5°. Barsanti y colaboradores (1990), Graf y colaboradores (1983) y otros autores han demostrado que el torsiómetro es un método accesible, práctico y seguro.

Método de Hefti y McMaster (1983)

Consiste en medir (en la vértebra del ápex de la curva) la distancia entre el borde del cuerpo vertebral en el lado convexo al borde medial del pedículo (del lado convexo), es decir, del mismo lado; a esta distancia se le denomina *a* (figura 7-66). En seguida se mide la anchura del cuerpo vertebral al nivel del sitio más angosto y se le llama distancia *b*. La relación *a:b* se calcula para valorar la rotación vertebral. Este porcentaje no representa el número real de grados de rotación, pero los autores manifiestan su utilidad para valorar los cambios relativos en la rotación vertebral de cada paciente en forma individual, cuando las mediciones han sido realizadas en la misma vértebra en diferentes ocasiones.

Acuñamiento vertebral

Método de Cobb (1948)

Consiste en dividir el cuerpo vertebral en sextos, en sentido horizontal. A su vez, cada sexto se subdivide en 12 partes mediante una pequeña raya (figura 7-67).

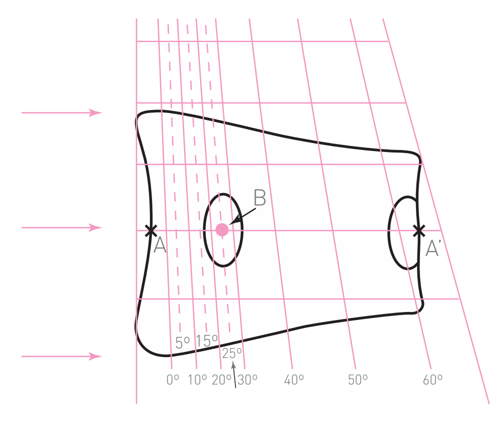


Figura 7-65. Método de Perdriolle. Torsiómetro de Perdriolle.

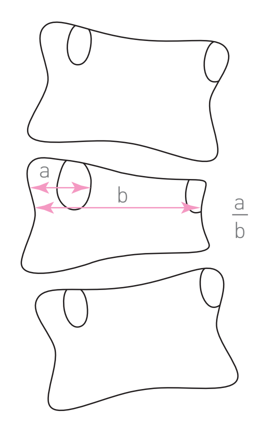


Figura 7-66. Método de Hefti y McMaster.

El acuñamiento del cuerpo vertebral (del lado de la concavidad) se clasifica como normal si la vértebra no presenta acuñamiento; acuñamiento + si es de 0 a 1/6; acuñamiento ++ si es de 1/6 a 1/3; acuñamiento +++ si es de 1/3 a 1/2, y acuñamiento ++++ si es mayor de 1/2 (figura 7-67).

Madurez del crecimiento óseo

Signo de Risser

En 1936, Risser y Ferguson establecieron que al terminar la excursión de la apófisis del ilíaco termina el crecimiento vertebral, con lo que la progresión de la curvatura escoliótica llega a su fin. El método de Risser es útil para conocer el grado de madurez del esqueleto, ya que de éste depende el tratamiento quirúrgico de la escoliosis.

El método consiste en determinar el grado de osificación de las apófisis de ambas crestas ilíacas. La osificación de las apófisis empieza en la espina ilíaca anterosuperior y

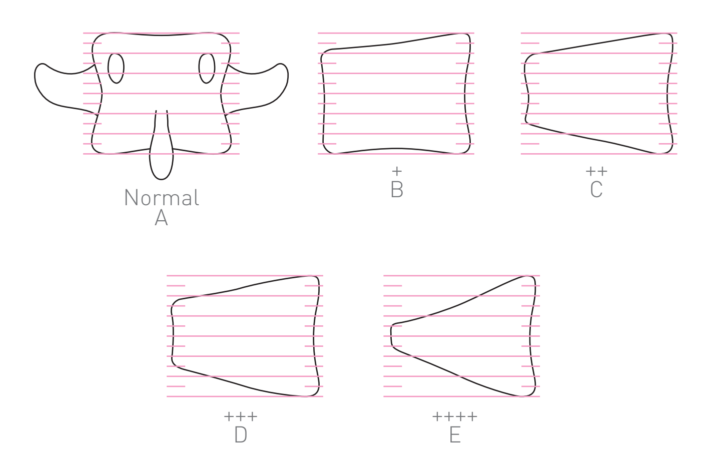


Figura 7-67. Acuñamiento vertebral. Método de Cobb. **A,** normal. **B,** acuñamiento + de 0 a 1/6. **C,** acuñamiento ++ de 1/6 a 1/3. **D,** acuñamiento +++ de 1/3 a 1/2. **E,** acuñamiento ++++, más de 1/2.

continúa hacia atrás hasta llegar a la espina ilíaca posterosuperior.

La clasificación de Risser, que se basa en dividir la cresta ilíaca en cuatro cuartos (figura 7-68), es la siguiente:

- 1 +, la apófisis del ilíaco se ha osificado en la cuarta parte, es decir, en 25%.
- 2 +, la apófisis se ha osificado en 50%.
- 3 +, la apófisis ha recorrido 75%.
- 4 +, la apófisis ha llegado a la espina ilíaca posterosuperior (100%).
- 5 +, la apófisis se ha fusionado completamente con la cresta ilíaca.

Cuando se encuentra un signo de Risser 5 +, es decir, cuando se ha fusionado por completo la apófisis al ilíaco, se entiende que ha terminado o se ha detenido el crecimiento del esqueleto. Este recorrido dura alrededor de un año y coincide con la fusión de las plataformas de crecimiento epifisario vertebral. La terminación de la osificación ocurre aproximadamente entre los 16 y 17 años de edad en los varones y los 14 y 15 años en las mujeres. Este método también se conoce como signo de Risser-Ferguson.

Zaoussis y James corroboraron la terminación del crecimiento vertebral con un signo de Risser 5 + en una serie de 224 casos de escoliosis idiopática. Encontraron asimetría de la excursión en ambos lados de la pelvis en un gran número de casos.

Ponseti (1950) reportó en una serie de pacientes que la curva escoliótica dejó de progresar un año después de haberse completado la excursión de la apófisis ilíaca. Urbaniak y colaboradores (1976) encontraron en una serie de 62 pacientes que el signo de Risser se inicia como promedio a los 13 años y 2 meses. El promedio de edad en mujeres al finalizar la excursión de la apófisis fue de 15 años y 3 meses; en varones fue de 15 años y 10 meses, para fusionarse en forma definitiva a la edad de 17 años y 4 meses como promedio en mujeres y 18 años y un mes en varones. El tiempo total desde Risser 1 + hasta Risser 4 + fue de 18 meses. El signo de Risser ha sido catalogado como un factor confiable para valorar la edad ósea, al grado de sustituirlo por la radiografía convencional de muñeca y mano.

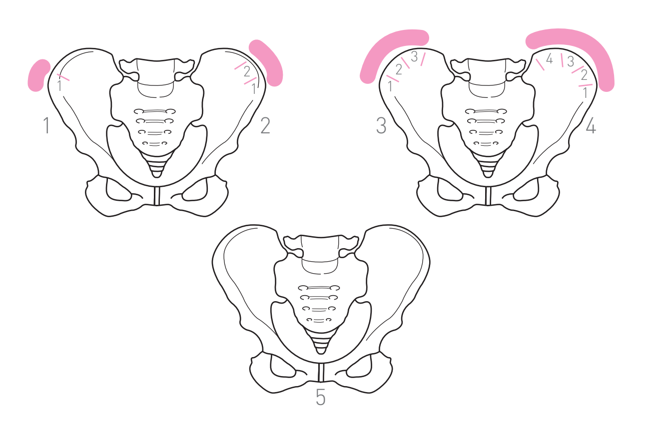


Figura 7-68. Madurez de crecimiento óseo. Signo de Risser.

Little y Sussman hicieron un estudio meticuloso de grandes series de diversos autores en relación con la excursión de la apófisis, la progresión de la curva escoliótica, el crecimiento del tronco y la edad ósea.

Biondi y colaboradores (1985) examinaron a 111 pacientes y llegaron a la conclusión de que el signo de Risser es exacto y confiable para estimar la edad ósea; sin embargo, Little, mediante una gráfica por dispersión de las cifras de Biondi, muestra que algunas pacientes del sexo femenino entre 13 y 15 años se encuentran dispersas en los estadios 1, 2, 3 y 4 de Risser.

Por otra parte, Scoles y colaboradores (1988) señalaron hasta 2 años y 4 meses como el término para que la excursión de la apófisis se complete. Little finalmente menciona que el signo de Risser no es un factor confiable para establecer o pronosticar la terminación del crecimiento óseo, y con ello la estabilización de la curva escoliótica. Tampoco es lo bastante confiable para sustituir la radiografía de muñeca y mano para determinar la edad ósea.

Signo de Risser modificado por Dhar

Dhar y colaboradores (1993) argumentaron que Risser dividió arbitrariamente en cuatro etapas la excursión de la apófisis del ilíaco, y que estos estadios no consideran el tiempo que se requiere para la fusión de la apófisis en la cresta ilíaca, que en ocasiones tarda varios años. Por lo anterior, ellos dividen la excursión en 10 etapas (figura 7-69), con base en una serie de 86 niñas con escoliosis idiopáticas. El estadio 1 se refiere a la aparición de la apófisis; el estadio 2 al desarrollo de hasta 25% de la circunferencia de la cresta ilíaca; el estadio 3 al desarrollo de menos de 50%; el estadio 4 al desarrollo hasta de 50%; el estadio 5 al desarrollo de menos de 75%; el estadio 6 al desarrollo de hasta 75%; el estadio 7 al desarrollo hasta antes de llegar al fin o extremo posterior de la cresta ilíaca; el estadio 8 al desarrollo hasta el extremo posterior de la cresta ilíaca; el estadio 9 al inicio de la fusión con la cresta ilíaca, y el estadio 10 a la fusión completa con la cresta ilíaca.

Cada etapa representa 10% de desarrollo, de tal manera que el estadio 1 equivale a 10%, el 2 a 20%, y así sucesivamente. Esta excursión de la apófisis ilíaca en 10 etapas coincide con la excursión de la apófisis del isquion (figura 7-70). El desarrollo de la apófisis del isquion también fue dividida en 10 etapas desde su aparición en el extremo ileal de dicho hueso ilíaco hasta la completa fusión con el cuerpo del mismo.

Factor de Harrington (Factor *H*)

El factor de Harrington (o factor *H*) es la relación resultante al dividir el ángulo de Cobb entre el número de vértebras que forman una curvatura escoliótica, incluidas las vérte-

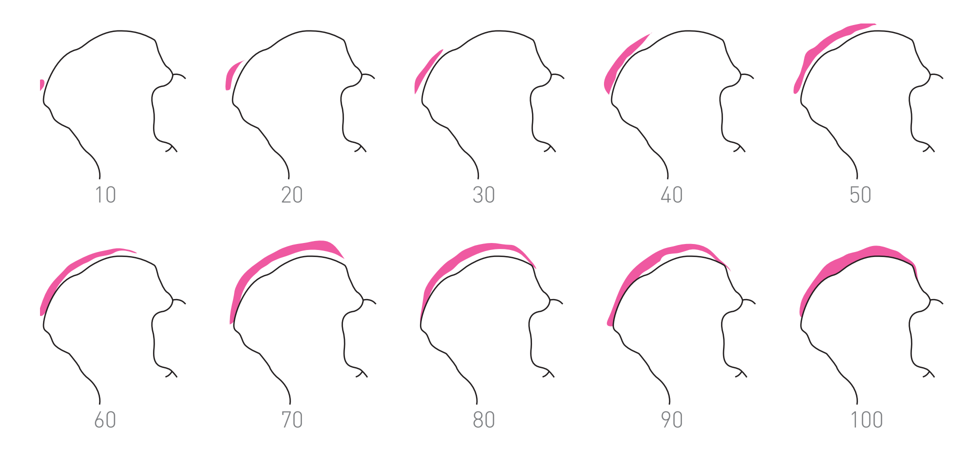


Figura 7-69. Signo de Risser modificado por Dhar.

bras transicionales. Este cociente representa la angulación particular de cada segmento de la columna vertebral escoliótica.

En una columna vertebral normal, el factor se obtiene al efectuar inclinación (o flexión) lateral de la misma, para después medir el ángulo de Cobb y dividirlo entre el número de las vértebras inclinadas. En columnas normales y con movimiento normal, el factor *H* es de 1.5 a 2. En la inclinación lateral máxima se puede obtener un factor *H* de 4.5 a 5, desde la primera vértebra torácica hasta el sacro (figura 7-71).

Esquema de Roaf

Consiste en medir la curvatura de la escoliosis en las vértebras transicionales y en el segmento apical con el método de Cobb (figura 7-72). Al efectuar la corrección pasiva se observa que los segmentos transicionales (extremos de la curva) disminuyen su curvatura, aunque no ocurre lo mismo en el segmento apical, donde la curva es más rígida (estructurada). Este esquema es de gran utilidad para seleccionar el área de fusión de una curvatura escoliótica.

Harrington señala que la escoliosis idiopática puede tratarse de manera satisfactoria con métodos conservadores cuando al finalizar el crecimiento se ha mantenido dicha corrección y se conserva un factor *H* igual a 5; de lo contrario, estaría manifestándose la espondilodesis. Este factor también expresa la deformación cuneiforme lateral de los cuerpos vertebrales, también conocida como coeficiente de Harrington.

Coeficiente de corrección de pie en decúbito

Es un coeficiente que se obtiene al medir el ángulo de la escoliosis en una radiografía tomada con el paciente de pie y en otra radiografía con el paciente en decúbito. Se resta el ángulo en decúbito al ángulo de pie; el resultado se divide entre el ángulo de pie y se multiplica por 100. El coeficiente de corrección representa la elasticidad de la curvatura, así como el aumento de la misma cuando la columna está en carga:

$$\left[AP - \frac{AD}{AP}\right] \times 100$$

Ángulo costovertebral de Mehta

El ángulo costovertebral de Mehta (1972) está formado por la intersección de una línea que divide el cuerpo de la vértebra apical de una curvatura en dos mitades y que es perpendicular a las plataformas superior e inferior, con

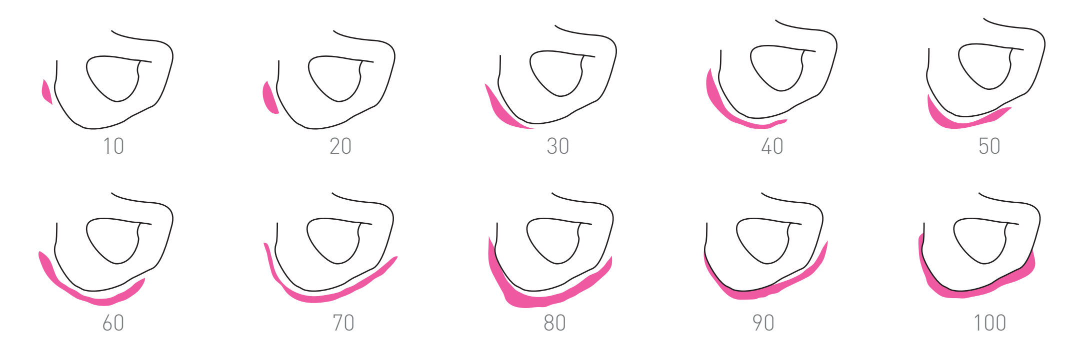


Figura 7-70. Signo de Dhar.

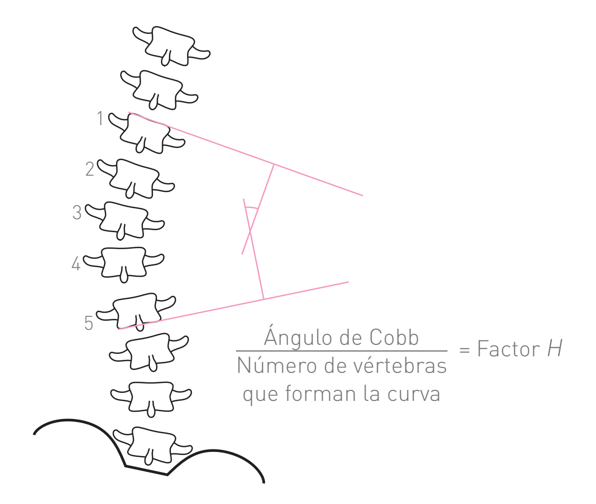


Figura 7-71. El factor de Harrington se obtiene al dividir el ángulo de Cobb entre el número de vértebras que forman una curva.

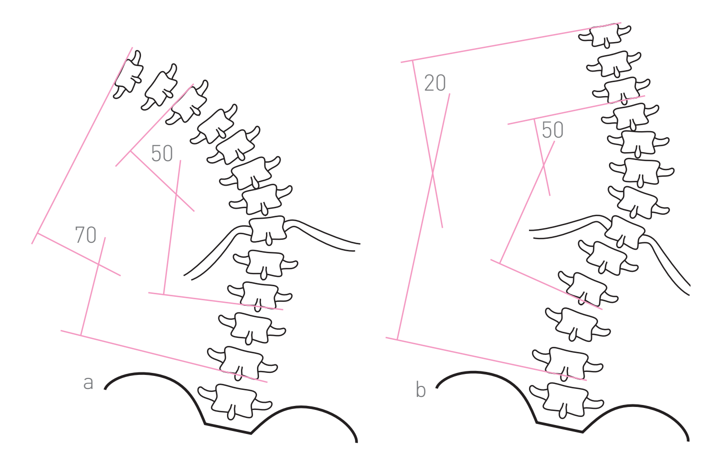


Figura 7-72. Esquema de Roaf. **A,** medición de la escoliosis en las vértebras transicionales y en las vértebras apicales. **B,** ambas mediciones, con corrección pasiva de la escoliosis.

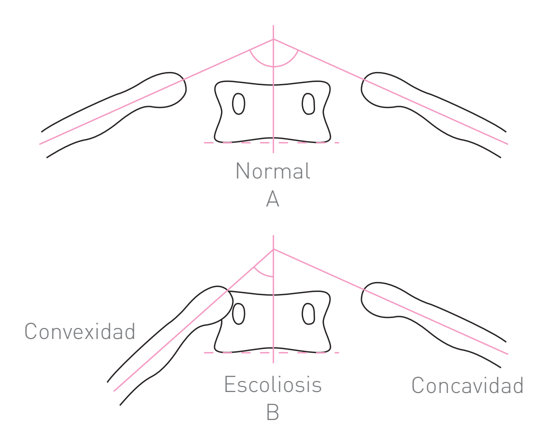


Figura 7-73. Ángulo costovertebral de Mehta. **A,** vértebra normal (ángulo simétrico, costillas en fase 1). **B,** vértebra escoliótica (ángulo de la convexidad disminuido, costilla de la convexidad en fase 2).

una segunda línea que pasa por la mitad de la cabeza y el cuello de las costillas correspondientes. La intersección de estas líneas forma el ángulo costovertebral (figura 7-73). El ángulo costovertebral del lado convexo de la curvatura es de menor valor que el ángulo del lado cóncavo debido a la mayor oblicuidad hacia abajo de la costilla del lado convexo (figura 7-74).

Diferencia del ángulo costovertebral

Desemejanza existente entre el ángulo de convexidad y el de concavidad, y que representa la relación del grado de oblicuidad costal del lado convexo de la curva en la escoliosis torácica o toracolumbar. En la figura 7-74 se ejemplifica un ángulo de concavidad de 84°, al que se resta un ángulo de convexidad de 53°, de lo que resulta 31°, es decir, la diferencia del ángulo costovertebral.

Relación costovertebral

En la fase 1 (escoliosis incipiente), la cabeza de la costilla apical del lado convexo se encuentra cerca pero separada del ángulo superior de la vértebra apical (figura 7-73*A*). En la fase 2 (escoliosis progresiva), la cabeza de la costilla se acerca y se superpone a la vértebra en el ángulo superior. En la columna vertebral normal, los ángulos costovertebrales deben ser simétricos y la cabeza de las costillas debe estar separada 2 a 4 mm del cuerpo vertebral desde la esquina superior del mismo, es decir, en fase 1 (figura 7-73*B*).

Procedimiento

Se mide tanto el ángulo costovertebral en el ápex de la curva del lado de la convexidad como el ángulo costovertebral del lado de la concavidad, con lo que se obtiene la diferencia entre ellos. Si la diferencia es de 20° o menos, la escoliosis se encuentra estabilizada, lo cual se corrobora al cabo de 3 meses. Si la diferencia resulta mayor de 20°, la escoliosis es progresiva. Este método es útil en la escoliosis idiopática infantil y se recomienda hasta los 2 años de edad. Las mediciones deben efectuarse cada 3 meses.

Mehta examinó a 138 pacientes y obtuvo las siguientes conclusiones:

- Para la escoliosis estable (o resuelta) la diferencia del ángulo costovertebral era menor de 20°; la diferencia disminuyó 3 meses después. La relación costo-vertebral se encontraba en fase 1.
- Para la escoliosis progresiva, la diferencia del ángulo costovertebral era de 20° o más; 3 meses después, la diferencia se mantuvo igual o aumentó. La relación costovertebral progresó de la fase 1 a la fase 2.

Cuando hay una gran inclinación de la costilla en el lado cóncavo de la curva, el ángulo costovertebral es de menor valor que el del lado convexo y se le asigna un carácter negativo (figura 7-74).

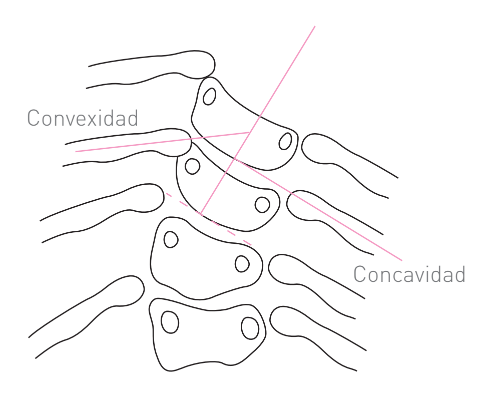


Figura 7-74. El ángulo costovertebral del lado convexo (53°) es de menor valor que el del lado cóncavo (84°). La diferencia de ángulos es de 31°.

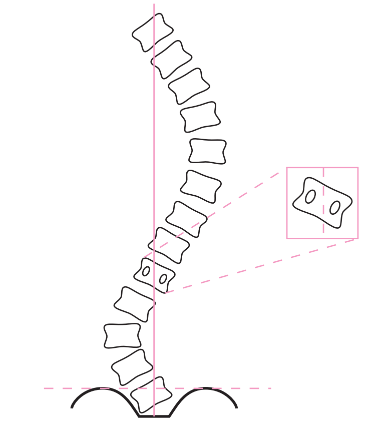


Figura 7-75. Vértebra estable de King.

Vértebra estable. Método de King

La línea media del sacro, perpendicular a la cresta ilíaca, se prolonga en sentido craneal pasando por algunas de las vértebras; la que haya sido bisecada en forma casi simétrica se considera la vértebra estable, en la cual se coloca un gancho para la instrumentación (figura 7-75).

Ángulo sacro de Wilkins y Gibson

Wilkins y Gibson definen como ángulo sacro al formado por el eje del sacro y la línea *A* del índice cifótico en la radiografía lateral (figura 7-76). Cuando el eje del sacro se encuentra en el mismo lado de la línea *A*, así como de la columna, el ángulo se califica como positivo, tal como ocurre en la cifosis o en la columna normal. Cuando el eje del sacro queda del lado opuesto a la columna, el ángulo se designa como negativo, como sucede en una columna recta o en hiperextensión.

Wilkins y Gibson observaron en 62 pacientes con distrofia muscular de Duchenne que a mayor escoliosis se asocia cifosis, y a menor escoliosis se asocia hiperextensión.

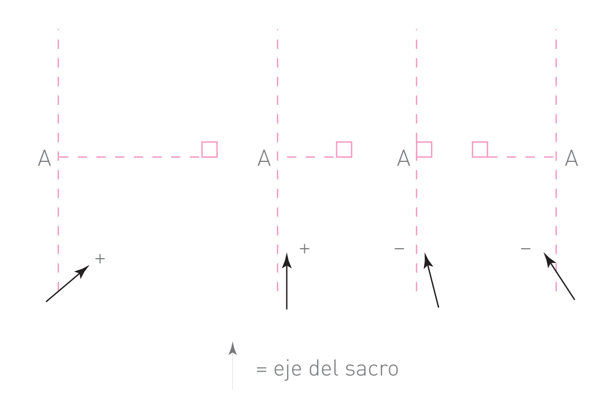


Figura 7-76. Ángulo sacro de Wilkins y Gibson.

También mencionan que el índice cifótico se relaciona con el ángulo sacro, así como la escoliosis con la oblicuidad pélvica medida con el ángulo biilíaco (figura 12-2). A partir de los casos que estudiaron, estos investigadores relacionan las mediciones radiográficas que aparecen en el cuadro 7-10 con los diversos tipos de deformidades de la columna.

Cuadro 7-10. Clasificación según Wilkins.

Medición radiográfica	Columna recta	Columna cifótica	Columna cifoescoliótica	Columna escoliótica	Columna en hiperextensión
Índice cifótico	12.9	6.6°	6.0	> 50	> 50
Ángulo sacro	+ 23.5°	–1.6°	+0.7	*	+ 48°
Ángulo de Cobb	7.1°	14.5°	65°	82°	20°
Oblicuidad pélvica	1.9°	3.9°	21.1°	35.1°	5.4°
Rotación de la vértebra	0°	7.8°	38.9°	57°	3.6°

* Pacientes con oblicuidad pélvica marcada en quienes no fue posible medir el ángulo sacro.

Compensación de la columna escoliótica

Método de Rudicel y Renshaw (1983)

Se considera que la columna vertebral escoliótica está compensada cuando el eje del sacro se encuentra a 1 cm de distancia o menos de la plomada, colocada en el occipucio (figura 7-77).

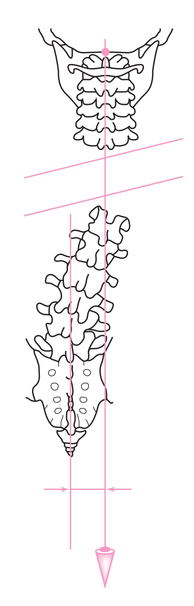


Figura 7-77. Método de Rudicel y Renshaw.

Diámetros del canal lumbar

Método de Jones y Thompson

Estos autores miden las distancias *A* y *C* en la radiografía anteroposterior de la columna lumbar, mientras que en la radiografía lateral miden las distancias *B* y *D*. A es la distancia interpedicular, la distancia *C* es el diámetro transverso del cuerpo vertebral, la distancia *B* es el diámetro anteroposterior del canal espinal y la distancia *D* es el diámetro anteroposterior del cuerpo vertebral (figura 7-78). Los valores *A* y *B* se multiplican para obtener el producto *AB*, así como los valores *C* y *D* para obtener el producto *CD*. Estos productos se manejan mediante la relación *AB*:*CD*, como sucede en el siguiente ejemplo, en que *A* = 2 cm, *B* = 2 cm, *C* = 4 cm y *D* = 4 cm. Por tanto, *AB* = 4 cm y *CD* = 16 cm, de lo que resulta que *AB*:*CD* = 4:16 = 1:4, por lo que la relación canal-cuerpo vertebral es de 1:4.

Jones y Thompson midieron la relación *AB*:*CD* en 50 columnas sanas, desde la primera vértebra lumbar hasta la quinta; establecieron que la relación 1:2 representa un canal grande normal, mientras que la relación 1:4.5 representa un canal pequeño normal.

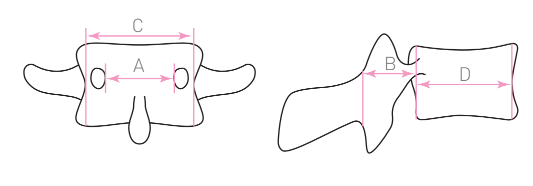


Figura 7-78. Índice de Jones y Thompson.

Colapso vertebral en fracturas toracolumbares

Método de Willèn (1985)

Este procedimiento se utiliza para medir la deformidad del cuerpo vertebral en fracturas de la región toracolumbar, así como para calcular la cifosis secundaria. En la radiografía anteroposterior (figura 7-79) se mide la anchura frontal del cuerpo vertebral (*AB*), la distancia interpedicular (*CD*), la distancia más alta del cuerpo vertebral (*EF*), el desalojamiento lateral de la vértebra fracturada (*IJ*) y el ángulo de la escoliosis (*V*).

En la radiografía lateral se mide el diámetro sagital (*AB*) del cuerpo vertebral, la altura anterior (*CD*), la altura posterior (*EF*), la altura central (*GH*), el desplazamiento sagital de la vértebra (*KE*), la protrusión del cuerpo vertebral (del fragmento) (*EF-B*) y el ángulo de la cifosis. Las mediciones no tienen otra finalidad que servir de comparación con las maniobras de corrección, para así estar en condiciones de valorar el tratamiento.

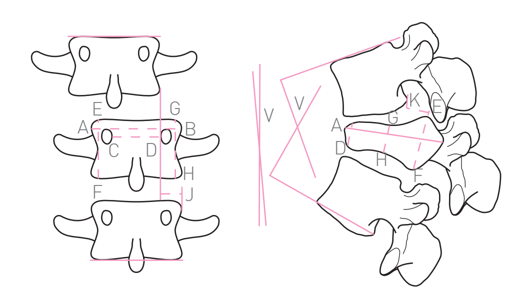


Figura 7-79. Método de Willèn.

Inestabilidad de la columna vertebral lumbar

Si persiste una gran controversia en la definición de la inestabilidad de la columna vertebral, la que tiene desde el punto de vista radiográfico es aún mayor, puesto que se ha demostrado que existe hipermovilidad vertebral en individuos asintomáticos.

Método de Morgan y King (1957)

Tales autores mencionaron que en la radiografía lateral de la columna vertebral, si se traza una línea a lo largo de la

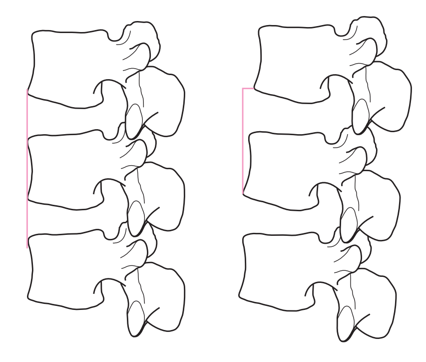


Figura 7-80. Método de Morgan y King.

cortical anterior de un cuerpo vertebral, por lo normal debe pasar por los ángulos anteroinferior de la vértebra superior y anterosuperior de la vértebra inferior, tanto en la flexión completa como en la extensión completa (figura 7-80).

Cuando existe hipermovilidad de alguna vértebra, durante la extensión, dicha vértebra inestable se despega de la línea de la cortical anterior de la vértebra suprayacente o bien de la infrayacente.

Morgan y King dibujaron una línea perpendicular (*a*) desde la línea cortical de la vértebra infrayacente hasta el ángulo anteroinferior de la vértebra hipermóvil para medir el desplazamiento.

También usaron la "prueba del compás" o bien con un transportador para detectar la espondilolistesis de la quinta vértebra lumbar. La prueba del compás es útil cuando los márgenes posteriores de la quinta vértebra lumbar y del sacro, se obscurecen en la radiografía en hiperextensión. Se dibujan líneas a lo largo de la superficie inferior del cuerpo vertebral de L5 y de la superficie del sacro, estas líneas se intersecan —habitualmente, atrás— en el centro de las articulaciones apofisarias (figura 7-81). La punta del compás se coloca en el sitio de intersección de las líneas y se traza un arco de círculo que pase por el borde anterior del sacro. En condiciones normales, el arco de círculo pasa por el ángulo anteroinferior de la quinta vértebra lumbar.

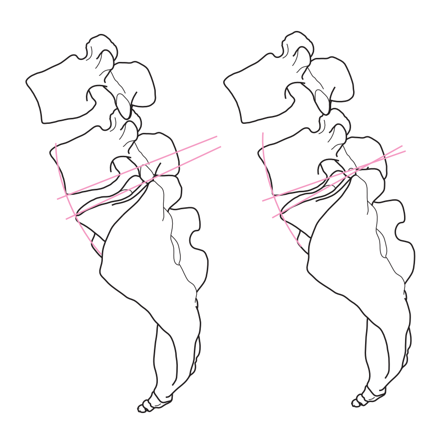


Figura 7-81. Prueba del compás de Morgan y King.

Inestabilidad lumbosacra

Morgan y King señalan que la inestabilidad de la unión lumbosacra es rara, sin embargo, se han reportado casos de un aparente desplazamiento (anterior o posterior) en este nivel. Por lo normal, cuando la columna lumbar está en flexión completa, la línea cortical anterior de la quinta vértebra lumbar pasa por el borde anterior del sacro, pero en la extensión, con el incremento del ángulo lumbosacro, el ángulo anteroinferior de la quinta vértebra lumbar se desplaza ventralmente de 2 a 4 milímetros del sacro; no obstante, si se traza una línea continua por la cortical posterior del cuerpo de la quinta vértebra lumbar, se continúa con el margen posterior del sacro, es un "movimiento aparente" como lo llaman Morgan y King. Si las radiografías son de mala calidad y no es posible visualizar los márgenes posteriores de estas vértebras, el movimiento aparente puede diagnosticarse en forma errónea como una inestabilidad, para ello es útil la prueba del compás.

Método de Allbrook (1957)

Allbrook desarrolló su método mediante radiografías con máxima flexión, en posición erecta y en máxima extensión. Se colocan las tres radiografías superpuestas, haciendo que el sacro coincida perfectamente en las tres proyecciones. Entonces se dibuja una línea horizontal en el diámetro menor de cada cuerpo vertebral, y paralela a los bordes proximal y distal de los mismos (figura 7-82). Las líneas vertebrales de la posición en flexión se prolongan hacia dorsal, mientras que las líneas vertebrales de la posición en extensión se prolongan ventralmente, haciendo que cada par de líneas de la misma vértebra se intersequen para formar un ángulo. Asimismo, si se prolonga hacia atrás y hacia adelante la línea de las vértebras en posición neutra, se forman sendos ángulos al intersecarse con las líneas vertebrales en extensión y en flexión.

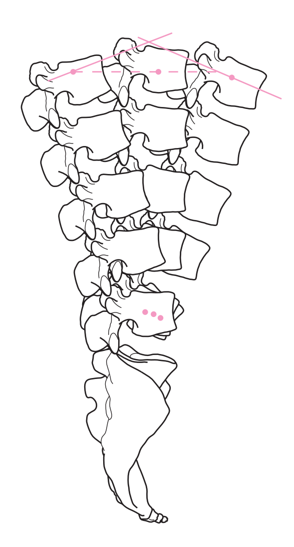


Figura 7-82. Método de Allbrook.

El ángulo de la intersección de las líneas en extensión y en flexión fue tomado como el valor total de la movilidad de la columna. De cada figura vertebral individual, el movimiento fue calculado por sustracción. Los resultados de Allbrook son (en grados) los siguientes:

- L1-L2: total 83, individual 11
- L2-L3: total 72, individual 12
- L3-L4: total 60, individual 18
- L4-L5: total 42, individual 24
- L5-S1: total 18, individual 18

Note que los niveles inferiores son los que tienen menor movilidad, misma que aumentando de manera gradual hacia los niveles superiores.

Método de Pennal y colaboradores (1972)

En primer lugar se toman radiografías laterales con flexión y extensión máximas. Se determina el punto de movimiento mediante el siguiente procedimiento, mismo que requiere la superposición de las radiografías en flexión y en extensión.

Paso 1. (figura 7-83). La radiografía en flexión (*a*) es colocada con el lado anterior de la columna hacia la derecha del examinador y en el negatoscopio se marcan sus márgenes (*b*). La radiografía es colocada en alineación correcta con el negatoscopio y fijada con una cinta adhesiva.

Paso 2. La radiografía en extensión (*c*) es colocada encima de la radiografía en flexión, haciendo que las siluetas del sacro coincidan en forma perfecta; esta radiografía se fija con una cinta adhesiva.

Paso 3. Sin que se mueva la radiografía en extensión, se retira la primera radiografía, es decir la radiografía en flexión (figura 7-84).

Paso 4. La radiografía en flexión es colocada sobre la radiografía en extensión de tal manera que la vértebra suprayacente al espacio discal en estudio quede bien superpuesta en ambas radiografías. En el ejemplo, el espacio estudiado es L5, entonces la vértebra L4 deberá quedar bien alineada en ambas radiografías. La radiografía en flexión es fijada con cinta adhesiva (figura 7-85).

Paso 5. La radiografía en extensión que está debajo de la radiografía en flexión, es removida. Los márgenes de la radiografía en flexión ahora se intersecan con el margen predibujado formando un ángulo. Las líneas *A-B* y *C-D* son dibujadas desde estos puntos de intersección a los márgenes de la radiografía (donde se cruzan los márgenes con el margen previamente dibujado). El sitio donde estas líneas se cruzan con la radiografía es llamado “punto de movimiento”.

Paso 6. Para verificar la precisión de este punto, la radiografía en extensión es colocada sobre la radiografía en flexión haciendo que los sacros coincidan perfectamente

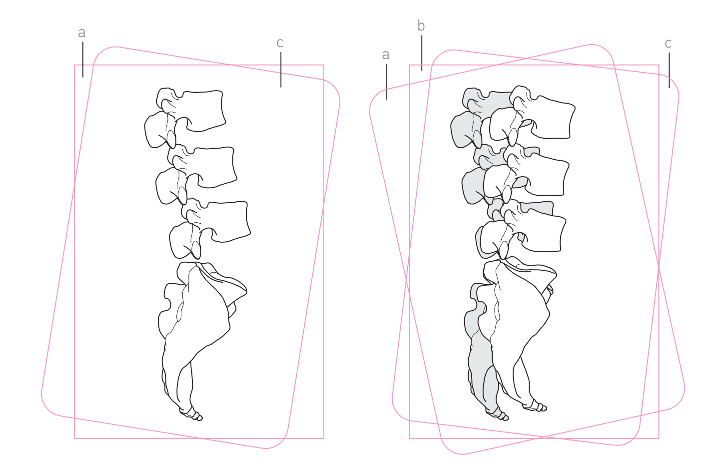


Figura 7-84. *Izquierda*, radiografía en flexión removida (quitada o retirada). *Derecha*, radiografía en flexión sobre la radiografía en extensión, con superposición perfecta de las quintas vértebras lumbares.

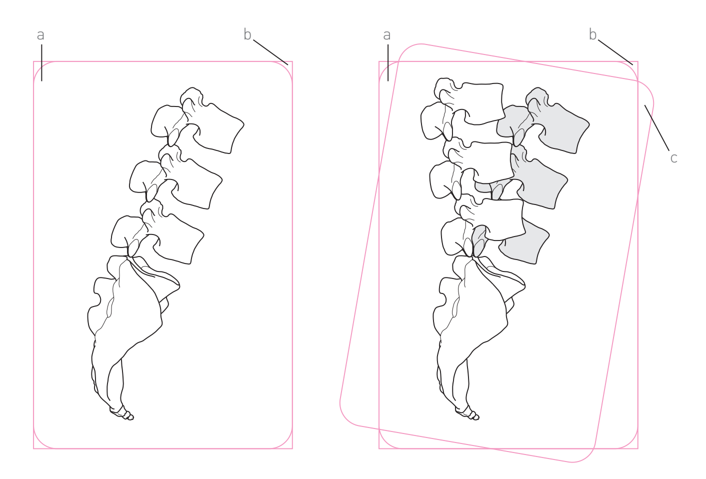


Figura 7-83. *Izquierda*, radiografía en flexión. *Derecha*, radiografía en extensión sobre la radiografía en flexión.

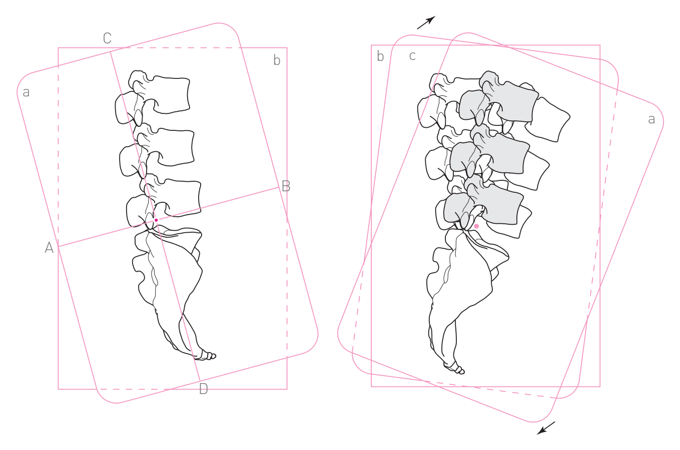


Figura 7-85. *Izquierda*, radiografía en extensión removida. *Derecha*, radiografía en extensión sobre la radiografía en flexión con superposición de los sacros.

(figura 7-85). Se coloca un alfiler en el punto de movimiento a través de ambas radiografías. Luego, la radiografía en extensión es rotada o girada teniendo como punto de apoyo o fulcro al alfiler para confirmar que el cuerpo de la quinta vértebra lumbar puede ser girado para sobreponerse exactamente sobre el cuerpo vertebral L5 de la radiografía en flexión. Los autores refieren que este método es de utilidad para los últimos tres niveles lumbares y que el procedimiento de medición de dichos niveles dura aproximadamente 10 minutos. El ángulo en el cual la última radiografía, la radiografía en flexión, cruza el margen debe ser mayor de 5°. Si el ángulo es menor a 5°, indica que ocurrió movimiento insuficiente o limitado en el nivel vertebral estudiado. Bajo estas circunstancias, el punto de intersección con el margen es difícil de leer con exactitud y el punto de movimiento puede ser incierto, dudoso o erróneo.

Los autores encontraron dificultades para localizar el punto de movimiento, debido a la forma, el tamaño y la posición de los cuerpos vertebrales, los cuales tienen variaciones, por ello diseñaron una plantilla transparente. Con esta plantilla, los datos horizontales son centrados en el espacio discal, de manera que las líneas *A-C* y *B-D*, toquen o pasen el borde anteroinferior y anterosuperior de las vértebras supra e infrayacente, mientras que la línea *A-B* disecta el espacio discal estudiado (la distancia vertical intervertebral).

En una serie de 202 espacios intervertebrales de individuos sanos, los puntos de movimiento produjeron el patrón normal de aproximadamente 2.5 cm de diámetro (figura 7-86). Por este método los puntos de movimiento fueron marcados en la plantilla de las radiografías estudiadas. Se encontró que los puntos se acumulaban dentro de una zona en cada nivel, en 202 niveles discales (L3 a L5), en 24 voluntarios sanos.

Método de Hanley, Matteri y Frymoyer (1976)

Se efectúan radiografías laterales con extensión y flexión. El paciente puede estar parado, sentado o en decúbito lateral. El tubo de rayos X se coloca a un metro de distancia y el haz de rayos debe incidir en la cuarta vértebra lumbar.

La movilidad angular en grados se mide en cada nivel mediante el procedimiento que se delinea a continuación, el cual en ocasiones resulta algo confuso.

Paso 1. La radiografía en extensión se coloca en el negatoscopio, encima se coloca una hoja de plástico transparente.

Paso 2. En la hoja de plástico transparente se dibujan los bordes superior y anterior del sacro; también se dibuja una línea en cada uno de los bordes inferiores de los cuerpos vertebrales y finalmente, se traza una línea diagonal desde el ángulo superoanterior de cada cuerpo vertebral al ángulo posteroinferior uniéndose a la línea del borde inferior del cuerpo vertebral, para formar entre ellas un ángulo, que representa la anchura y la altura de cada cuerpo vertebral (figura 7-87).

Paso 3. Se pega una hoja de papel en el negatoscopio sobre la hoja de plástico transparente.

Paso 4. La radiografía en flexión es colocada sobre la hoja de plástico transparente superponiendo el sacro con el sacro de la radiografía en extensión.

Paso 5. En la hoja de papel se dibuja una línea a lo largo del borde superior de la radiografía, ésta es la línea basal de flexión-extensión.

Paso 6. La radiografía en flexión es colocada mediante superponer las líneas de la hoja de plástico transparente (que describen el cuerpo vertebral); entonces se alinean con los puntos de referencia correspondientes. Entonces se marca una línea sobre el papel, a lo largo del borde superior de la radiografía.

La medición de los ángulos entre las líneas sucesivas cuantifica los grados de extensión-flexión de cada nivel. La suma total de todos los segmentos lumbares determina la movilidad total.

Método de Posner y colaboradores (1982)

Método desarrollado en radiografías efectuadas a siete columnas vertebrales frescas de individuos con no más de 12 horas de haber muerto, a las cuales aplicaron cargas "fisiológicas".

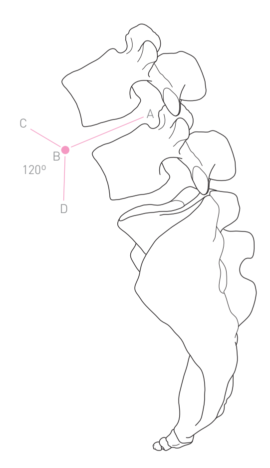


Figura 7-86. Determinación del punto de movimiento.

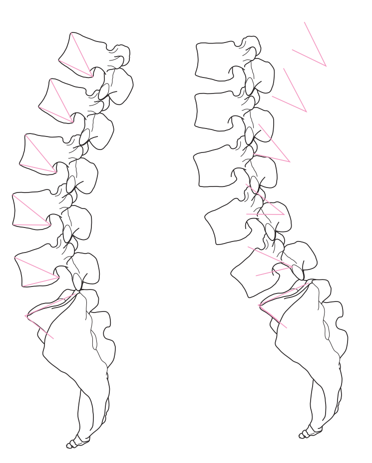


Figura 7-87. Método de Hanley.

Se dibuja el eje Z^c a lo largo de la superficie o borde superior de la vértebra infrayacente, así como la línea *Yc*, perpendicular a Z^c y que pase por el ángulo posterosuperior de la misma vértebra, dichas líneas, entonces deben formar un ángulo de 90° (figura 7-88). Después, en cualquier punto en el eje *Y-Z-*θ la correspondiente representación es:

$$Y^c = (Y+h+d)\ x \cos(\beta/2) + (Z+e)\ x \operatorname{sen}(\beta/2),$$

y

$$Z^c = -(Y+h+d)\ x \operatorname{sen}(\beta/2) + (z+e)\ x \cos(\beta/2)$$

Donde el parámetro *d* es la distancia desde el eje $Y^c - Z^c$ hasta el ángulo posteroinferior de la vértebra superior de la vértebra superior (punto *L*); *h* es la distancia desde el punto *L* al centro del cuerpo superior medido a lo largo del eje *Y*; en tanto que *e* es la distancia del punto *L* desde el eje *Y* medido a lo largo del eje *z*.

El ángulo θ representa el ángulo del disco intervertebral medido en relación al eje Z^c. La posición del punto L relativa a los ejes $Y^c - Z^c$ y el ángulo θ^c puede ser usada para evaluar la estabilidad de la columna vertebral.

Los autores concluyeron que no existen diferencias significativamente estadísticas entre el movimiento de L1-L2, L3-L4 y L5-S1, cuando estos segmentos fueron sometidos a cargas fisiológicas y cuando se efectuó extensión forzada. Sí encontraron diferencias estadísticamente significativas de L1 a L5 y la unión lumbosacra (L5-S1) cuando fueron se aplicaron cargas fisiológicas y la flexión forzada.

Método de Lehmann y Brandt (1983)

Mide la traslación anteroposterior mediante las líneas que se dibujan a lo largo de la cortical posterior de una vértebra (*A*) y de otra vértebra infrayacente (*B*) (figura 7-89). Una tercera línea, *C* se dibuja a lo largo de la plataforma inferior del cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente. La traslación es definida como la distancia de la línea *C* que queda entre las líneas *A* y *B*.

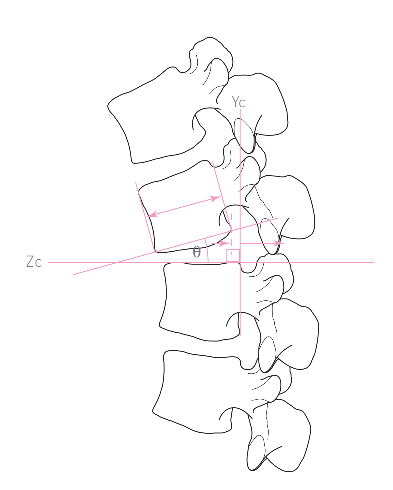


Figura 7-88. Método de Posner.

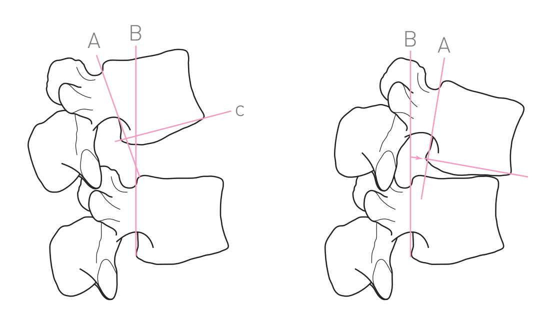


Figura 7-89. Método de Lehmann.

Método de Van Akkerveeken y colaboradores (1983)

Se dibujan las líneas *A* y *B* a lo largo de la plataforma inferior de la vértebra suprayacente y a lo largo de la plataforma superior de la vértebra suprayacente, respectivamente (figura 7-90). La intersección de estas líneas es el punto *x*.

Si la intersección es anterior a los cuerpos vertebrales, se define el punto *i′* como el ángulo anteroinferior de la vértebra suprayacente y el punto *s′* como el ángulo anterosuperior de la vértebra infrayacente. La traslación se define como la diferencia entre la longitud de los segmentos *AX′* y *BX′*.

Si la intersección es posterior a los cuerpos, se define el punto *i* como el ángulo posteroinferior de la vértebra suprayacente y punto *s* como el ángulo posteroinferior de la vértebra infrayacente. La traslación es definida como la diferencia entre los segmentos *IX* y *SX*.

Método de Wiltse y Winter (1983)

Se dibujan las líneas *A* y *B* a lo largo del borde posterior de los cuerpos vertebrales. Después se dibuja una perpendicular *S* a lo largo del borde superior del cuerpo vertebral infrayacente. La traslación es la distancia entre la línea de la línea *S* comprendida entre las líneas *A* y *B* (figura 7-91).

Método de Dupuis y colaboradores (1985)

Determina el porcentaje de desplazamiento horizontal de una vértebra sobre otra durante la flexión y extensión. Se marcan los remanentes de las articulaciones de Luschka (*L*)

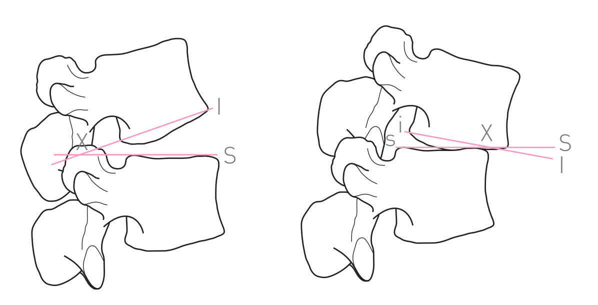


Figura 7-90. Método de Van Akkerveeken.

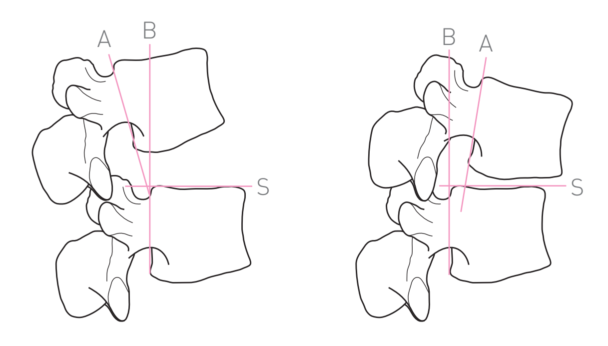


Figura 7-91. Método de Wiltse y Winter.

de cada una de las vértebras, situadas en los ángulos superior e inferior de cada cuerpo vertebral. En la vértebra suprayacente se unen con la línea (*a*) y en la infrayacente se unen con la línea (*A*) (figura 7-92).

En la vértebra inferior, se traza una línea (*C*) paralela a la línea A, que pase por el ángulo posteroinferior de la vértebra suprayacente. La distancia entre las líneas *A* y *C* (*AO*, para anteroolistesis y *RO*, para retroolistesis), es la cantidad o distancia de desplazamiento horizontal de la vértebra superior. Para obviar las imprecisiones debidas al factor de magnificación, el desplazamiento horizontal *HD* es medido en porcentaje de desplazamiento. Se dibuja una línea (*c*) en el borde anterior del cuerpo vertebral de la vértebra suprayacente. Se traza una línea que divida al cuerpo vertebral en dos mitades superior e inferior, o bien en la superficie superior de la vértebra (línea *W*) que es la anchura de cuerpo vertebral (desde la línea *a* hasta la línea *c*). El porcentaje del desplazamiento horizontal se calcula así:

$$HD\% = \left(AO \text{ o } \frac{RO}{W}\right) \times 100$$

A fin de medir el desplazamiento angular debe dibujarse una línea "*b*" perpendicular a la línea "*a*" desde la marca inferior de la vértebra suprayacente y la línea "*B*" perpendicular a la línea "*A*" desde la marca superior de la vértebra infrayacente. El ángulo entre las dos líneas es el desplazamiento angular en grados.

Dupuis y colaboradores reportaron una serie de mediciones cuyos valores normales son los siguientes:

Máximo desplazamiento horizontal en flexión de L1 a L5: 5.4% ± 2%.

En la transición L5-S1 fue de 3.9% ± 4.5%.

En extensión el valor fue de 5.2% ± 2.5% (de L1 a L5 o L5-s1?).

Con respecto al desplazamiento angular en flexión de L1-2 a L4-5 los máximos valores normales fueron −4.2° ± 3° y 8.2° ± 6.5° en la unión lumbosacra.

Método de Stokes y Frymoyer (1987)

El movimiento vertebral en el plano sagital se mide en radiografías laterales de la columna vertebral, con flexión y con extensión máximas. Se dibuja una línea en el borde posterior de los cuerpos vertebrales, y se mide la distancia que queda entre las líneas de dos cuerpos vertebrales; en seguida se trazan líneas en la radiografía en flexión y se mide la diferencia en milímetros, entre el espacio que queda entre las líneas de una vértebra adyacente a la otra (figura 7-93).

Resultados del desplazamiento anteroposterior en milímetros:

L1-L2: 1.67
L2-L3: 1.69
L3-L4: 1.35
L4-L5: 0.86
L5-S1: 0

Todos los niveles: 1.38.

Bernhardt y Bridwell (1989)

Midieron las curvaturas (xifosis y lordosis) de la columna, en 102 radiografías laterales de la columna vertebral, de individuos normales, mediante el método de Cobb. La xifosis torácica fue medida de la superficie superior del cuerpo vertebral T3 a la superficie inferior del cuerpo vertebral T12.

La transición toracolumbar fue dividida en dos segmentos: de T10 a T12, mientras que el segmento inferior fue medido de T12 a L2. La lordosis lumbar fue medida de

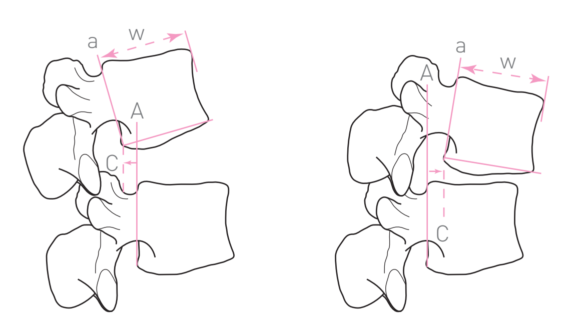


Figura 7-92. Método de Dupuis.

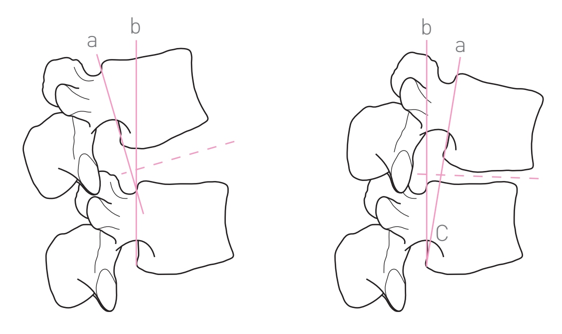


Figura 7-93. Método de Stokes.

T12 a L5. Los ápices o vértices de la xifosis y de la lordosis fueron determinados.

Los autores también determinaron la angulación segmentaria desde la unión cervicotorácica hasta el sacro, dibujando una línea a lo largo del borde posterior de cada vértebra de los segmentos torácico y lumbar así como del sacro (en el borde anterior del canal medular). Sobre las líneas que pasan por el espacio intervertebral se localiza el centro y se pone una marca, desde C7-T1 hasta S1-S2. El ángulo fue medido en cada interespacio (T1-T2 a L5-S1), con respecto a los puntos o marcas de los interespacios directamente arriba y abajo del espacio, representando la angulación sagital de un cuerpo vertebral con respecto a otro. Los valores positivos fueron asignados a la xifosis, mientras que los valores negativos fueron asignados a la lordosis.

Resultados:

Xifosis torácica: promedio 36°.
Unión toracolumbar superior: promedio 5.5° de xifosis.
Unión toracolumbar inferior: promedio 3° de lordosis.
Lordosis lumbar: promedio 44°.
Las angulaciones segmentarias desde la unión cervicotorácica al sacro son las siguientes (los valores positivos denotan xifosis y los negativos lordosis).

T1-T2: 1°
T2-T3: 3°
T3-T4: 3.5°
T4-T5: 5°
T5-T6: 5°
T6-T7: 5°
T7-T8: 5°
T8-T9: 4°
T9-T10: 3°
T10-T11: 3°
T11-T12: 2.5°
T12-L1: 1°
L2-L2: –4°
L2-L3: –7°
L3-L4: –13°
L4-L5: –20°
L5-S1: –28°.

En conclusión, los valores normales de la xifosis son de 20 a 50°, de la lordosis lumbar de 20° a –60°, y los ápices de la xifosis torácica se localizaron en el espacio intervertebral T6-T7, y el de la lordosis lumbar en el espacio intervertebral L3-L4.

Método de Begg y Falconer

Está basado en los cuerpos vertebrales completos como marcas para la medición del movimiento angulatorio, en contraste con otros procedimientos que utilizan las esquinas de dichos cuerpos vertebrales.

Método de Boden y Wiesel (1989)

Los autores colocaron una regla cuya anchura sea menor que la del cuerpo vertebral (figura 7-94). Debe colocarse paralela a las corticales anterior y posterior del cuerpo vertebral y, por ende, perpendicular a las plataformas vertebrales. Se marca la intersección de los bordes de la regla con las plataformas vertebrales.

Se traza la línea diagonal *a* que va del punto de intersección anterior de la vértebra suprayacente al punto de intersección posterior de la vértebra infrayacente, y la diagonal *b* que va desde el punto de intersección posterior de la suprayacente al anterior de la infrayacente y se miden sus dimensiones.

En la olistesis estática de la vértebra suprayacente, se mide la distancia horizontal *d* que va desde el ángulo anterosuperior de la vértebra infrayacente hasta la prolongación vertical del ángulo anteroinferior de la vértebra olistética.

Este deslizamiento estático se calcula mediante la fórmula 1/2 $(a - b)$.

La traslación dinámica es la diferencia relativa del deslizamiento estático calculado en flexión y el deslizamiento estático en extensión.

Los valores normales deben ser menores a 3.0 mm de traslación dinámica anteroposterior (menos del 8% de la anchura del cuerpo vertebral).

Método de Putto y Tallroth (1990)

Método A. Radiografías laterales con el paciente sentado —según Morgan y King en 1957— con flexión y extensión máximas.

Método B. Con el paciente sentado, flexionadas sus caderas y rodillas para la radiografía en flexión y de pie, con las caderas y rodillas completamente extendidas para la radiografía con extensión máxima. La medición fue de acuerdo al método de Begg y Falconer.

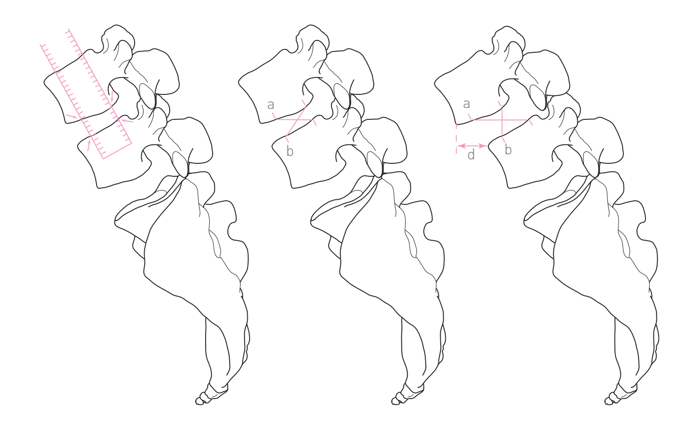


Figura 7-94. Método de Boden.



Figura 7-95. Método de Putto.

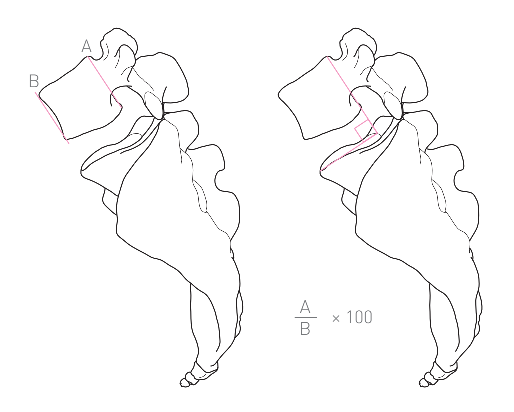


Figura 7-96. Índice de Valloix y Lazorthes.

También se midió la traslación sagital calculando la posición del ángulo posteroinferior de la vértebra suprayacente en relación con la línea a lo largo de la superficie posterior de la vértebra infrayacente (figura 7-95). Si la vértebra superior se mueve o se movió posteriormente en flexión, el movimiento o desplazamiento se indica como un valor negativo.

Resultados:

Promedio de movimiento en flexión y extensión
Movimiento angular (grados):

Segmento	Método A	Método B
L2-L3	11.5	11.7
L3-L4	10.6	12-6
L4-L5	8.6	12.3
L5-S1	5-9	8.9
L2-S1	35.9	45.3

Movimiento traslacional en flexión y extensión (milímetros):

Nivel	Método A	Método B
L2-L3	1.95	2.4
L3-L4	2.05	2.8
L4-L5	0.85	2.8
L5-S1	−0.24	−0.65

En 1990 Shaffer y colaboradores hicieron un acucioso estudio comparativo entre varios métodos de medición de la inestabilidad de la columna vertebral lumbar, concluyendo que el método de Morgan y King es el más exacto y, por ende, confiable. Con el método de Posner y colaboradores, encontraron que las cargas en flexión producen traslación intervertebral de 1.7 mm como promedio (±1.0 mm).

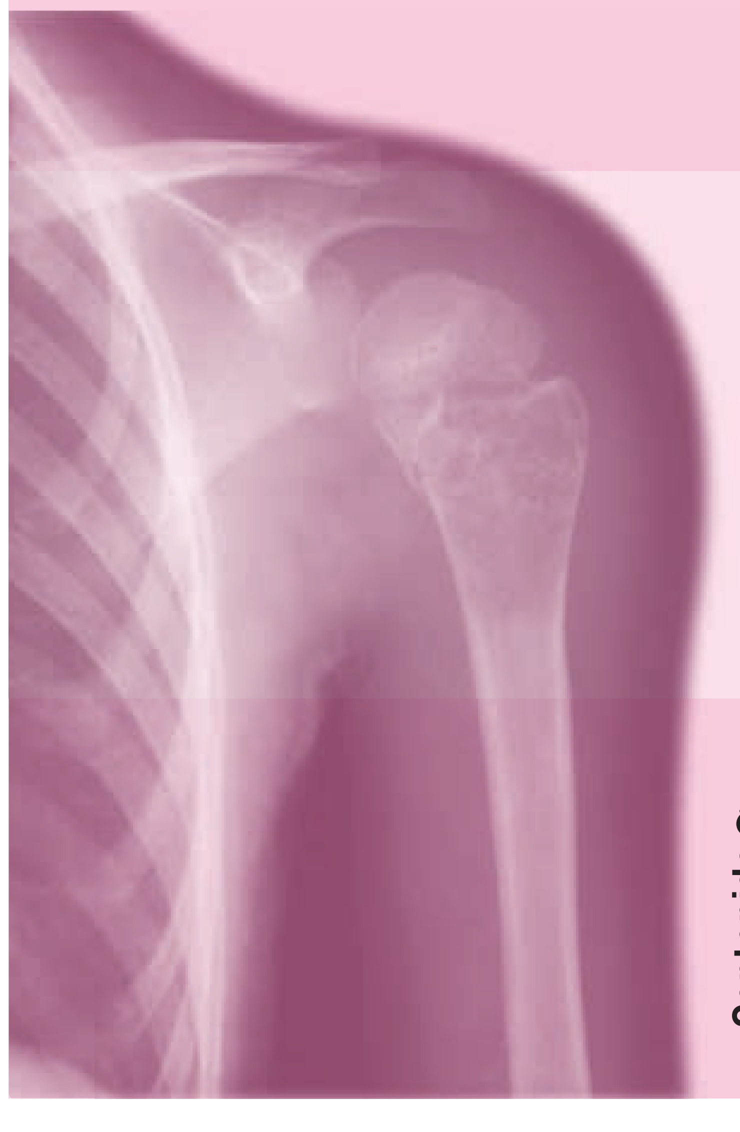
Con los métodos de Lehmann y Brandt, Morgan y King y Wiltse y Winter, se encontraron bajas tasas de falso positivo y falso negativo; los índices de consistencia interna fueron de 0.966, 0.988 y 0.960, respectivamente. El índice de confiabilidad fue de 0.966, 0.988 y 0.960, respectivamente. También consideraron que el método de Morgan y King es superior a los de Lehmann y Brandt y al de Wilte y Winter.

Índice lumbar de Valloix y Lazorthes

Es un índice numérico que relaciona la altura de la cortical posterior de un cuerpo vertebral (*A*) con la altura de la cortical anterior (*B*) del mismo cuerpo vertebral mediante la siguiente relación: *A*/*B* × 100. En individuos sanos el promedio es de 89; en la espondilólisis 83 y 75 con espondilolistesis (figura 7-96, izquierda).

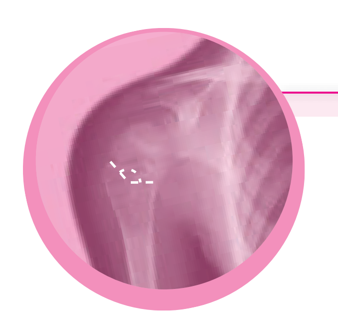
Prueba del ángulo recto

Método radiográfico para detectar la presencia de deslizamiento vertebral en la espondilolistesis de la quinta vértebra lumbar. En la radiografía lateral de la columna, la quinta vértebra lumbar, por lo normal queda inscrita dentro del ángulo recto, formado por una línea tangente a la superficie dorsal del sacro y una línea perpendicular a la primera al nivel del ángulo anterosuperior del sacro (figura 7-96, derecha).



Parte IV
Extremidad superior o torácica

Contenido



Capítulo 8
Hombro

Ángulo de la cabeza humeral

La cabeza del húmero está orientada hacia arriba, en dirección de la línea media y hacia adelante (en anteversión), y junto con el eje longitudinal de la diáfisis del mismo hueso forma el ángulo de la cabeza humeral. Este ángulo se crea por la intersección de la línea que representa el eje diafisario del húmero (figura 8-1) con la línea que parte desde la mitad de la base de la cabeza, es decir, desde la mitad del cuello anatómico, y llega hasta la parte media de la superficie articular de la cabeza humeral. Esta segunda línea es perpendicular al plano de la base de la cabeza. El valor normal de este ángulo es de 130 a 140°; otros autores miden el ángulo complementario, cuyo valor normal es en promedio de 45°.

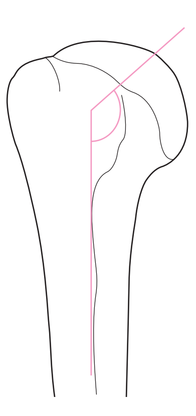


Figura 8-1. Ángulo de la cabeza humeral.

El eje longitudinal de la cabeza del húmero se determina mediante una línea que se extiende desde el centro de la cabeza humeral hasta el punto medio de la superficie articular de la misma. La cabeza del húmero equivale a un tercio de una esfera de aproximadamente 30 mm de radio, por lo que el eje de la cabeza corresponde al radio de la misma, es decir, 30 mm aproximadamente. El ángulo de la cabeza humeral se denomina también ángulo de inclinación de la cabeza humeral. Cuando dicho ángulo disminuye hasta 100° o menos, constituye una rara afección llamada *húmero varo,* el cual se ha observado en casos de raquitismo, escorbuto e hipoparatiroidismo. Sin embargo, el húmero varo se ha encontrado en sujetos sanos y por lo general no afecta los arcos de la movilidad en la articulación del hombro. En el plano frontal, el eje de la cabeza del húmero presenta una anteversión de 30° denominada ángulo de declinación.

El húmero varo obedece a causas congénitas, epifisiolistesis obstétrica, raquitismo, osteomielitis, trastornos endocrinos o consolidación en varo de una fractura.

El cuello anatómico se encuentra en la base de la cabeza del húmero, limitándola con la diáfisis, y tiene un ángulo de inclinación con la horizontal de 45° aproximadamente. El eje de la cabeza del húmero es perpendicular al cuello anatómico (figura 8-2).

Ángulo del brazo

Método de Poppen y Walker (1976)

El ángulo del brazo está formado por el eje longitudinal o diafisario del húmero al intersecarse con la vertical, que es paralela a la línea media del cuerpo. En la posición relajada del brazo y de pie, el valor normal de este ángulo es de 2.5°, con una variación de –3 a +9°.

El procedimiento para determinar el ángulo consiste en trazar primero el eje de la diáfisis del húmero (figura 8-3). A continuación se traza una línea vertical que debe ser paralela a la línea media del cuerpo; la intersección de ambas líneas forma el ángulo del brazo. El ángulo formado por el eje del brazo también podría medirse con una línea horizontal, perpendicular a la línea vertical.

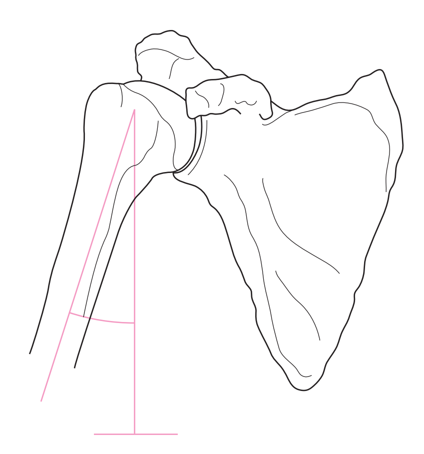


Figura 8-3. Ángulo del brazo.

Ángulo glenohumeral

Este ángulo está formado por la intersección del eje diafisario del húmero (figura 8-4) con el llamado eje de la escápula, que representa el plano de orientación glenoideo. Este plano está representado por una línea que se extiende desde el borde superior hasta el borde inferior del reborde glenoideo. El brazo debe estar en la posición más relajada; su valor promedio es de 2°.

Ángulo escapulotorácico

Está formado por la intersección del eje de la escápula o plano glenoideo (que va desde el borde superior hasta el borde inferior del reborde glenoideo) con la vertical. Se denomina ángulo escapulotorácico debido a que la línea

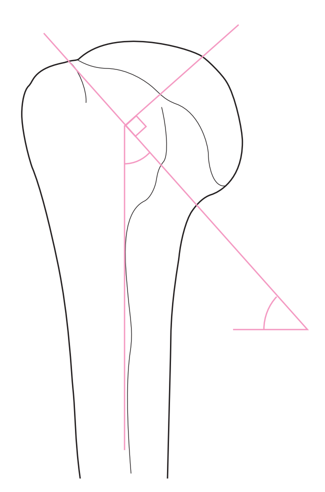


Figura 8-2. Plano del cuello anatómico del húmero.

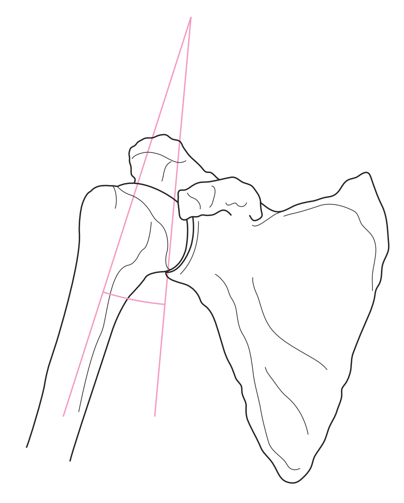


Figura 8-4. Ángulo glenohumeral.

vertical es paralela a la línea medial del tórax (o del cuerpo). Su valor promedio es de −4.7°, con variaciones de −11 a +10° (figura 8-5).

Espacio articular glenohumeral

El espacio articular de la articulación del hombro se forma por la distancia entre el borde anterior de la glenoides y el borde medial de la cabeza del húmero (figura 8-6). Su valor normal oscila entre 0 y 6 mm, lo que depende de que el húmero esté en rotación medial o lateral. Un valor mayor de 6 mm sugiere una luxación de la cabeza del húmero.

Espacio acromiohumeral de Cotton y Rideout (1964)

Llamado también espacio articular superior, es la distancia que hay desde el acromion (en sentido vertical por la distancia más corta) hasta la superficie de la cabeza femoral. Su valor normal oscila entre 6 y 14 mm (figura 8-6).

Curvaturas de las superficies articulares glenohumerales

La superficie articular glenoidea de la escápula es cóncava en sentido vertical, es decir, forma parte de un círculo; su arco mide 75°. La superficie articular de la cabeza del húmero tiene la forma de un tercio de esfera, con un arco de 155°.

En el plano horizontal, la superficie glenoidea es cóncava en sentido sagital, con un arco de 50°, mientras que la cabeza humeral conserva los mismos 155° de arco (figura 8-7).

Torsión humeral

El húmero tiene una torsión sobre su propio eje longitudinal, de tal forma que ambos extremos se encuentran en diferentes planos. Como ya se mencionó, la cabeza queda en anteversión y el extremo distal está aplanado en sentido anteroposterior en el plano frontal. Si se coloca un eje entre ambos extremos, se forma el llamado ángulo de torsión humeral, cuyo valor es de 90 a 134°. En el niño se considera normal un valor promedio de 42 a 74°, y en el adulto uno de 74°.

El ángulo de torsión humeral puede estar aumentado en niños con secuelas de parálisis obstétricas de Erb-Duchenne, como consecuencia de un desequilibrio muscular producido por la parálisis de los músculos rotadores laterales. Esta parálisis actúa únicamente en los músculos rotadores mediales, que pueden aumentar la torsión humeral en sentido medial.

La torsión humeral normal en niños mexicanos es de 48 a 66° en preescolares y escolares, con un promedio de 58°; en adultos es de 74°.

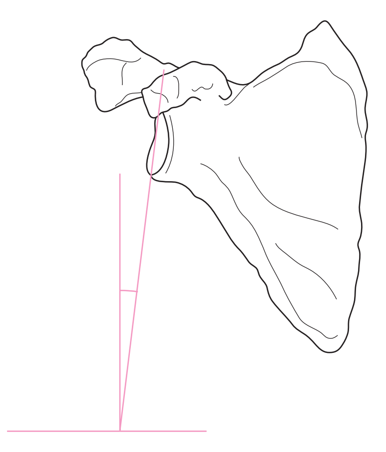


Figura 8-5. Ángulo escapulotorácico.

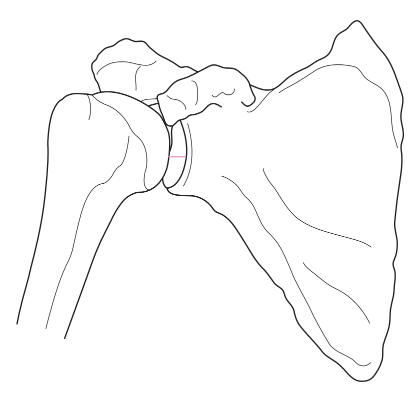


Figura 8-6. Espacio articular glenohumeral superior y medial.

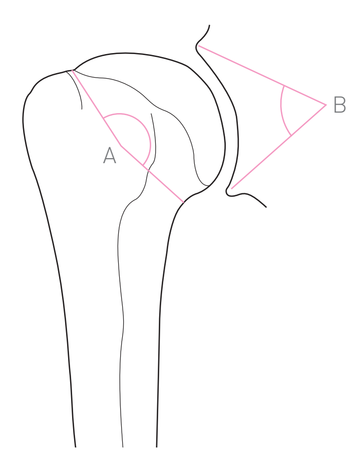


Figura 8-7. Curvatura de las superficies articulares del hombro. **A,** 155°, **B,** 75°.

Artroplastia total del hombro

Zonas de Amstutz

Amstutz y colaboradores (1988) dividieron la periferia del componente humeral de la prótesis en siete zonas para

la detección de presencia y progresión de líneas radiolúcidas en la interfase hueso-cemento y de cambios en la posición de los componentes que sugieran aflojamiento (figura 8-8).

El proceso consiste en dibujar una línea horizontal que pase por el punto más inferior del cuello del húmero, donde se asienta el componente humeral. A continuación se traza una línea paralela a la anterior, que pase por el sitio de transición de la metáfisis a la diáfisis, con lo que quedan delimitadas las zonas 1 lateral y 7 medial. En seguida se trazan dos líneas, una a cada lado del vértice del vástago (a 45° respecto al eje longitudinal del mismo), con lo que la zona 4 se ubica en forma distal a las líneas oblicuas. Finalmente, se determina el punto intermedio entre la línea horizontal que pasa por la región metadiafisaria y la punta del vástago, en donde se dibuja otra línea horizontal; en forma proximal a ella queda la zona 2 en sentido lateral y la 6 en sentido medial, y las zonas 3 lateral y 5 medial en sentido distal.

El componente glenoideo también es susceptible de aflojarse. Amstutz y colaboradores trazan dos líneas oblicuas aproximadamente a 45° en relación con el vástago del componente glenoideo; este trazo delimita tres zonas. La zona 1 es la más proximal y está situada en sentido craneal a la línea oblicua superior. La zona 3 está situada en sentido distal a la línea oblicua inferior. La zona 2 queda comprendida entre las dos líneas anteriores (figura 8-8).

Zonas de Clarck

En una serie de 10 pacientes a quienes se les efectuó artroplastia total del hombro no constreñida, Clarck y colaboradores (1981) dividieron al componente glenoideo en cinco zonas (figura 8-9); para ello se dibujan dos líneas superiores y dos inferiores. La más superior se inicia en el reborde glenoideo y se dirige hacia arriba y hacia afuera con una angulación de 60°; la línea inferior es paralela a la superior y se sitúa en la punta del tallo de la prótesis que está incluida en el cemento óseo. A continuación se trazan otras dos líneas inferiores, opuestas a las ya mencionadas, paralelas y dirigidas hacia abajo y hacia afuera con una angulación de 60°. La más superior se sitúa en la punta del tallo y la más inferior en el reborde glenoideo inferior.

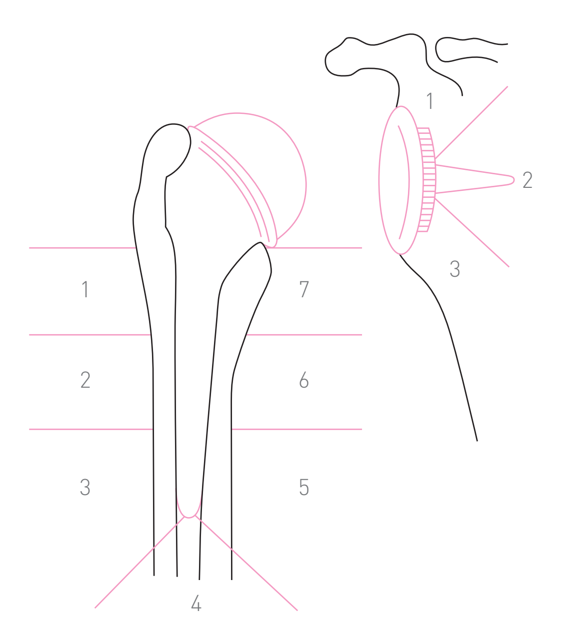


Figura 8-8. Prótesis total de hombro. Zonas de Amstutz. Modificada de Norris BL. Modern cement technique and the survivor of total shoulder arthroplasy. *Clin Orthop*, 328:76. 1996.

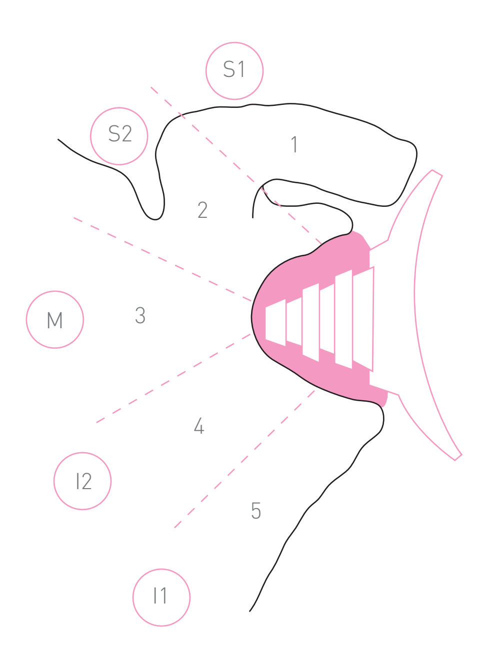


Figura 8-9. Componente glenoideo. Zonas de Amstutz y zonas de Clarck. Modificado de Amstutz HC, Thomas BJ, Kabo JM, Jinnah RH, Dorey FJ. The Dana total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 70-A-1174. 1988; y de Clarck IC. Clinical and radiographic assessment of a non-constrained total shoulder. *Int Orthop*, 5:1. 1981.

De esta manera quedan las siguientes zonas: 1) S1 (superior 1), entre el reborde glenoideo y el inicio de la cuerda del tallo del componente; 2) S2 (superior 2), entre el reborde glenoideo y la punta del tallo; 3) M (medial), en la punta del tallo, entre las dos líneas adyacentes a donde se encuentra la punta del mismo; 4) I2 (inferior 2), entre la punta del tallo y el inicio de la cuerda del tallo del componente, y 5) I1 (inferior 1), entre el inicio de la cuerda del tallo y el reborde glenoideo inferior.

Zonas de Amstutz del componente glenoideo

Amstutz y colaboradores (1988) dividieron el componente glenoideo de la prótesis total de Dana en cinco zonas. Son las mismas zonas de Clarck, pero con la diferencia de que su enumeración va del 1 al 5 en sentido descendente (figura 8-9).

Índice de migración de la cabeza humeral de Hirooka

Hirooka y colaboradores (1996) desarrollaron el índice de migración de la cabeza humeral para valorar el desalojamiento tanto proximal como medial de la cabeza humeral en la artritis reumatoide.

Índice de migración proximal de Hirooka

Se procede a determinar la situación del centro de la cabeza humeral mediante los círculos concéntricos y en seguida se dibuja el radio *r* de la cabeza humeral. Se traza una línea horizontal que pase por el centro de la cabeza humeral; la distancia vertical entre esta línea y el acromion se mide como *u*/*r* (figura 8-10).

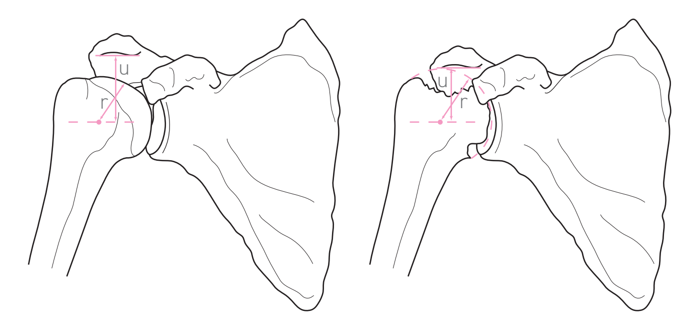


Figura 8-10. Método de Hirooka para medir el índice de migración proximal. Redibujada de Hirooka A. Shoulder destruction in rheumatoid arthritis. Classification and prognostic signs in 83 patients followed 5-23 years. *Acta Orthop Scand*, 67;258. 1996.

Índice medial de Hirooka

Se procede a situar el centro de la cabeza humeral. El radio *r* de la cabeza humeral es medido como en el método anterior; se mide la distancia horizontal que hay desde el centro de la cabeza humeral a la glenoides. El índice medial o del desplazamiento medial se expresa como *m*/*r* (figura 8-11).

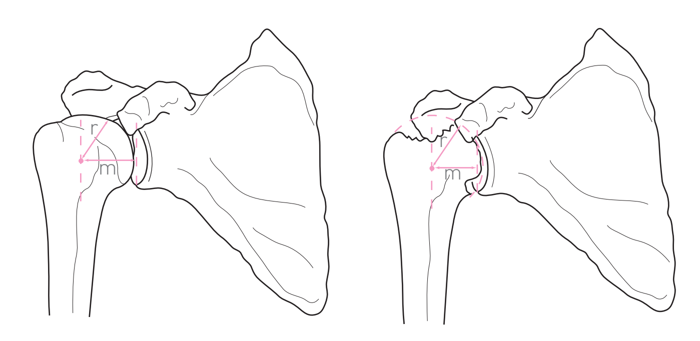


Figura 8-11. Método de Hirooka pora medir el índice del desplazamiento medial. Redibujada de Hirooka A. Shoulder destruction in rheumatoid arthritis. Classification and prognostic signs in 83 patients followed 5-23 years. *Acta Orthop Scand*, 67;258. 1996.

Disociación escapulotorácica

Es un término relativamente nuevo que describe una situación traumática de urgencia, por fortuna no muy común. Consiste en el desplazamiento muy violento de la escápula, con luxación acromioclavicular y daños acentuados a tejidos blandos como el plexo braquial, con o sin lesiones vasculares, pero con la piel intacta.

Ebraheim y colaboradores (1988) denominaron a esta lesión desarticulación transescapulotorácica traumática cerrada. La radiografía del tórax en estricta proyección anteroposterior aporta hallazgos interesantes, como el desalojamiento lateral de la escápula, que se mide por la distancia que hay desde la línea esternal hasta la apófisis coracoides, al reborde glenoideo o al borde espinal de la escápula (figura 8-12). Kelbel y colaboradores (1986) relacionaron las distancias de las escápulas a la línea media de 1.5 o más.

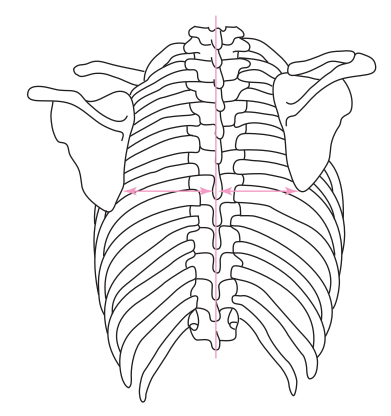
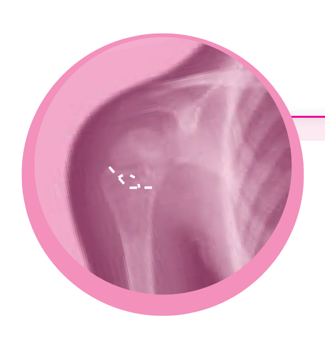


Figura 8-12. Disociación escapulotorácica.



Capítulo 9

Codo

Ángulo de la paleta humeral

Se denomina paleta humeral al extremo distal del húmero que está aplanado en sentido anteroposterior y cuyo eje longitudinal presenta un ángulo en sentido ventral, es decir, en anteversión. El ángulo está formado por la intersección de una línea que prolonga en forma distal al eje de la diáfisis del húmero con el eje longitudinal de la paleta humeral. El ángulo así formado debe medir aproximadamente 45° (figura 9-1); también se le conoce como humerotroclear y ángulo condilohumeral. En la radiografía lateral se aprecia una imagen en "ocho" en el extremo distal del húmero. Esta imagen corresponde a la fosa olecraniana y a la de la apófisis coronoides (dorsal y ventral, respectivamente); también se le conoce como la "imagen en gota" o "en lágrima" del codo. Si se traza una línea que prolongue el borde inferior de la apófisis coronoides en sentido proximal con el codo en flexión de 90°, dicha línea (coronoides) pasa en forma tangencial al núcleo de osificación del *capitellum*.

En el niño, la cortical ventral de la diáfisis del húmero, al prolongarse en forma distal hasta el *capitellum* mediante la línea humeral anterior, debe pasar la superficie articular del húmero en el tercio medio de ésta (figura 9-2), a través de una línea perpendicular a la línea humeral anterior, de la anchura del *capitellum*, que se divide en tercios; la línea humeral anterior debe pasar por el tercio medio.

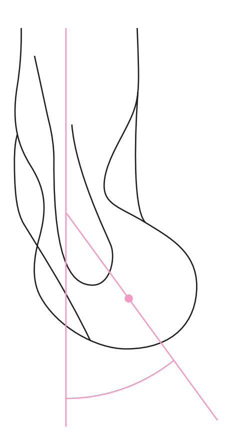


Figura 9-1. Ángulo de la paleta humeral. Línea coronoides.

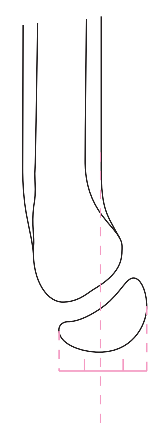


Figura 9-2. Paleta humeral del niño.

Ángulo de la cavidad sigmoidea del cúbito

La cavidad sigmoidea del extremo proximal del cúbito está orientada hacia arriba y hacia adelante, de tal modo que se encuentra inclinada sobre la horizontal. El ángulo de la cavidad sigmoidea se forma al trazar el eje diafisario longitudinal del cúbito (figura 9-3); en seguida, se traza el plano de entrada de la cavidad sigmoide, que va desde el borde anterior hasta el borde posterior de la misma. Se traza a continuación una línea perpendicular al plano de entrada, la que al intersecarse con el eje diafisario longitudinal del cúbito forma el ángulo de la cavidad, cuyo valor es de 45°.

La línea que es perpendicular al plano de entrada de la cavidad sigmoidea representa al eje de la misma cavidad. Dicho eje forma un ángulo con la horizontal que mide alrededor de 45°.

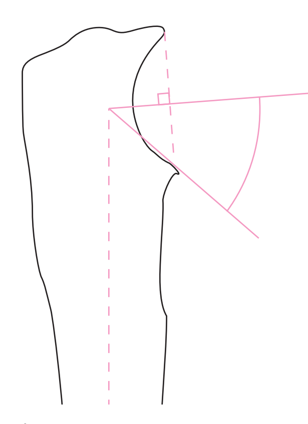


Figura 9-3. Ángulo de la cavidad sigmoide del cúbito.

Cúbito valgo fisiológico

También conocido como ángulo braquial, es un ángulo en valgo al nivel del codo, formado por la intersección del eje diafisario del húmero con el eje diafisario del cúbito. El valor normal de este ángulo es de 170° en varones y de 160° en mujeres. Dicha angulación en valgo constituye el valgo fisiológico del codo; cuando disminuye se le denomina *cúbito recto* y puede llegar a 0°, en tanto que cuando el valor del ángulo se hace negativo, se denomina cúbito varo (figura 9-4).

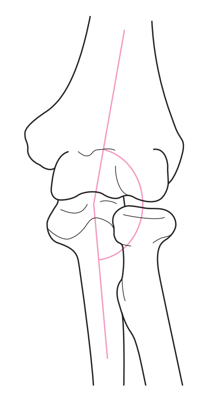


Figura 9-4. Cúbito valgo fisiológico.

Ángulo de acarreo

Este ángulo del codo es complementario y está formado por la intersección del eje longitudinal del húmero con el eje del cúbito. Debe medirse con el hombro en completa rotación lateral, con extensión completa del codo y con supinación completa del antebrazo, ya que si se modifica alguno de estos factores, el ángulo también se alterará (figura 9-5). Este ángulo ha sido objeto de múltiples investigaciones y controversias, y se llegó a considerar una característica secundaria al sexo.

El valor del ángulo de acarreo es muy variable, como se advierte en las cifras que proporcionan diversos autores (cuadro 9-1); tal variación tan amplia sólo denota que el ángulo es mayor en mujeres que en varones. Dicho ángulo se altera en las fracturas supracondíleas del húmero. En el cúbito valgo el ángulo de acarreo aumenta y en el cúbito varo disminuye.

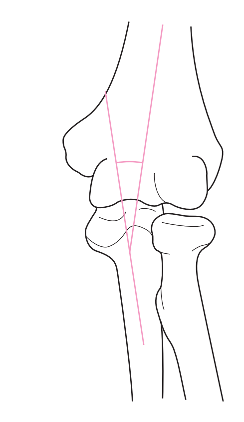


Figura 9-5. Ángulo de acarreo.

Ángulo humeral

Se forma por la intersección del eje diafisario del húmero con una línea horizontal, que pasa en forma tangencial a los puntos más distales de las superficies articulares de la tróclea y del *capitellum*. Los valores del ángulo humeral son de 77 a 95° para varones (con un promedio de 85°) y de 72 a 91° para mujeres (con un promedio de 84°).

Cuadro 9-1. Ángulo de acarreo.

Autor	Sexo	Media	Rango
Baumann	Mujeres	15°	2 a 26
	Varones	11°	2 a 21
Smith	Mujeres	6.1°	0 a 12
	Varones	5.4°	
Keats	Mujeres	13°	2 a 22
	Varones	11°	2 a 26

Ángulo cubital

Ángulo formado por la intersección de la línea horizontal que pasa en forma tangencial a los puntos más distales de las superficies articulares de la tróclea y del *capitellum* con el eje del cúbito (figura 9-6). Los valores del ángulo cubital son: de 74 a 99° en varones (con un promedio de 84°) y de 72 a 93° en mujeres (con un promedio de 84°).

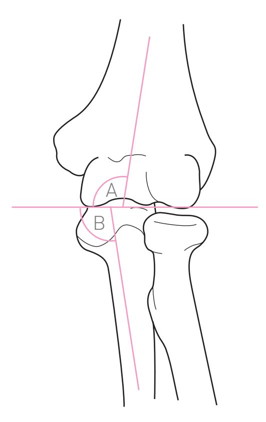


Figura 9-6. **A,** ángulo humeral. **B,** ángulo cubital.

Luxación de la cabeza del radio

Línea radiocapital de Storen (1969)

En condiciones normales, el eje diafisario del radio debe pasar por el centro del *capitellum* del húmero en cualquier posición de flexión o extensión del codo al prolongarse en sentido proximal. La línea radiocapital de Storen es particularmente útil en niños, en los que aún no aparece el núcleo de osificación de la cabeza del radio y el extremo proximal de éste no se halla bien delimitado.

En la luxación de la cabeza del radio, la línea diafisaria del mismo no pasa por el centro del *capitellum*; esa medición se realiza en la radiografía lateral y debe hacerse en forma comparativa con el codo opuesto (figura 9-7).

Ángulo del cóndilo lateral del húmero

El cartílago de crecimiento del cóndilo lateral del húmero forma, junto con el eje diafisario del mismo hueso, un ángulo de aproximadamente 70° (figura 9-8). Cuando la posición de dicha fisis se modifica por causas traumáticas, se producen alteraciones en el cartílago de crecimiento que terminan en la fusión (osificación) prematura del mismo, con lo que el crecimiento del extremo distal del húmero se altera, ya sea en varo o en valgo, y se origina el cúbito valgo o cúbito varo, con repercusiones en la biomecánica del codo. En la figura 9-9 se observa el ángulo del cóndilo medial del húmero de aproximadamente 45°.

Ángulo de Baumann

Está formado por la intersección del eje longitudinal del húmero con una línea que pasa por el cartílago de crecimiento del cóndilo lateral del húmero (figura 9-10). El ángulo de Baumann no es equivalente al ángulo clínico del codo, llamado ángulo de acarreo o de Fick.

Su medición es útil en las fracturas supracondíleas del húmero cuando no es posible realizar la extensión completa del codo y la deformidad en varo o en valgo del fragmento distal no puede ser detectada por el ángulo de acarreo.

Un método muy conocido para la medición de este ángulo consiste en trazar el eje diafisario del húmero (figura 9-10); a continuación se traza otra línea (*b*) que pase por la fisis o cartílago de crecimiento del *capitellum* (cóndilo lateral del húmero), y después se traza una línea perpendicular (*c*) al eje diafisario del húmero. El ángulo se forma con la intersección de las dos últimas líneas.

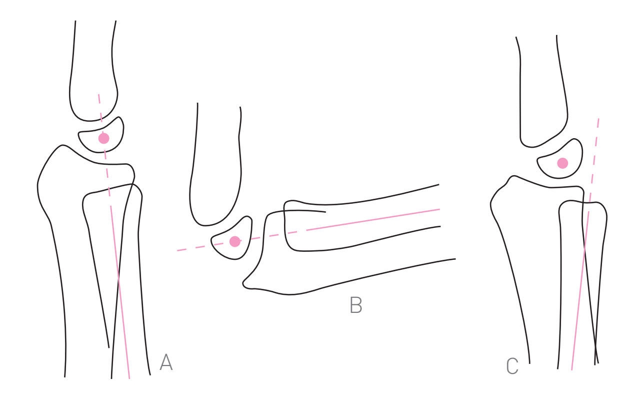


Figura 9-7. Determinación de la luxación de la cabeza del radio. **A** y **B,** codo normal. **C,** luxación.

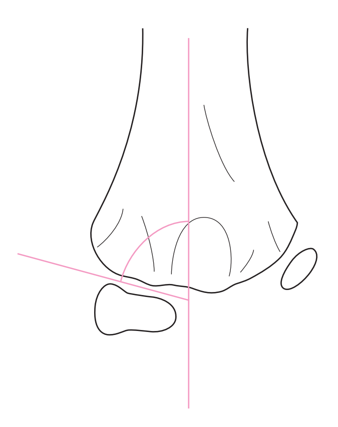


Figura 9-8. Ángulo del cóndilo lateral del húmero.

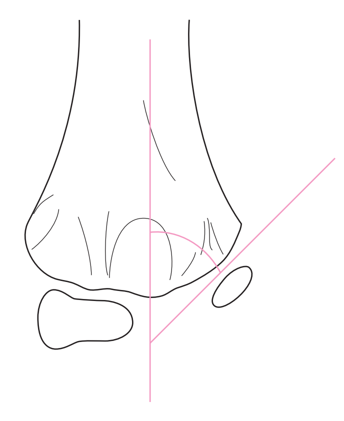


Figura 9-9. Ángulo del cóndilo medial del húmero.

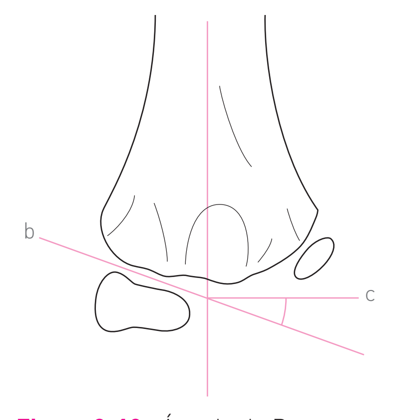


Figura 9-10. Ángulo de Baumann.

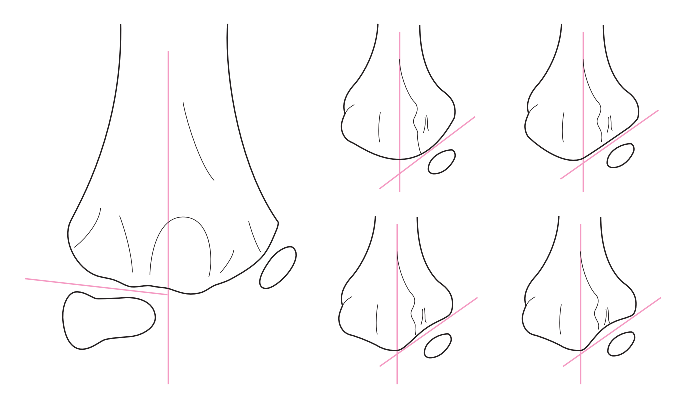


Figura 9-11. Diversas morfologías de la metáfisis del húmero, según Williamson.

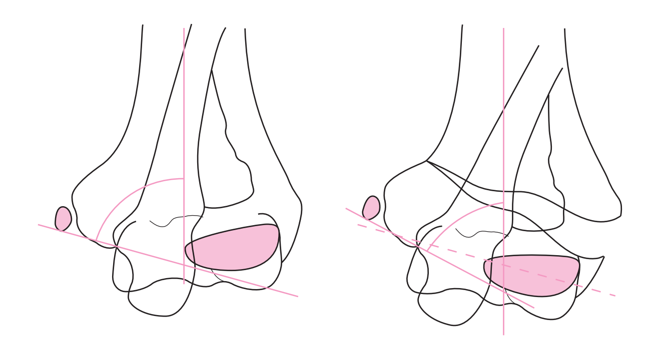


Figura 9-13. Ángulo de la diáfisis del húmero con el plano de los cóndilos. Proyección de Jones. Modificada de Rockwood CA. *Fractures in Children.* Nueva York: JB Lippincott, 1991.

Baumann (1929) señaló que la diferencia entre el ángulo alfa, es decir, el ángulo formado por la intersección del eje diafisario del húmero con el eje que pasa por el plano del cartílago de crecimiento, y los 90° del ángulo formado por la intersección del eje diafisario del húmero con la línea horizontal, corresponden al ángulo fisiológico de acarreo.

El ángulo de Baumann es útil en las fracturas supracondíleas del húmero. El valor normal de dicho ángulo es de 20°. Debe hacerse una medición comparativa con el codo sano. El ángulo de Baumann disminuye en las fracturas supracondíleas del húmero con angulación en varo, mientras que dicho ángulo aumenta en las fracturas con angulación en valgo.

Williamson y colaboradores (1992) encontraron variaciones en la morfología del extremo distal del húmero en una serie de 114 niños, las cuales iban desde extremo convexo, plano y cóncavo hasta muy cóncavo (figura 9-11). También elaboraron un acetato de mucha utilidad con un rango de 60 a 90°, que sólo tiene que colocarse sobre la radiografía para leer de inmediato el valor del ángulo (figura 9-12).

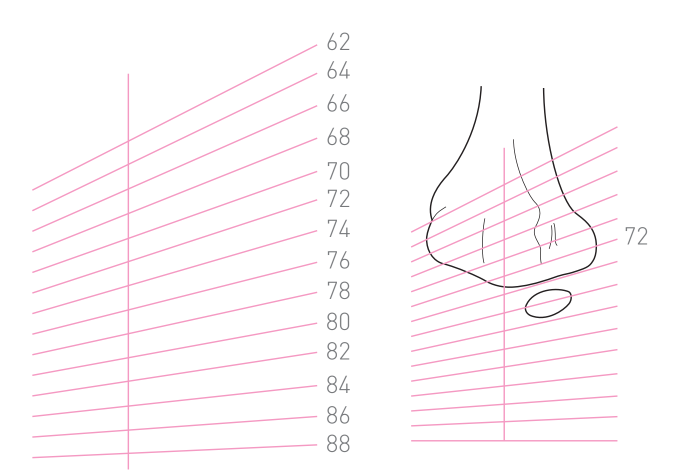


Figura 9-12. Plantilla de Williamson.

Proyección de Jones

Es de utilidad para valorar la reducción de las fracturas supracondíleas. Se hace una radiografía con el codo en flexión completa y con el antebrazo con pronación completa; el haz de rayos debe inclinarse a 30° de la vertical. Con esta proyección se determina la presencia o ausencia de angulación, ya que se mide la angulación del extremo distal del húmero (superficie articular) con el eje longitudinal de la diáfisis del mismo (figura 9-13). Se hace una radiografía del codo sano con la misma técnica y se comparan ambos ángulos. Cualquier desviación de más de 5° del ángulo del codo sano puede significar que la reducción es inadecuada.

Fractura del cuello del radio

Clasificación de O'Brien (1965)

Dicha clasificación se basó en la inclinación o basculación que efectúa la cabeza del radio en relación con la horizontal. El método consiste en trazar una línea que prolongue la epífisis proximal del radio (o bien el borde superior de la cabeza del radio), la cual debe intersecarse con la horizontal para formar el ángulo de inclinación (figura 9-14).

La intensidad se clasifica de grado 1 si el desplazamiento es mínimo y el ángulo es menor de 30°; de grado 2 si el desplazamiento es moderado y el ángulo mide de 30 a 60°, y de grado 3 si el desplazamiento es severo y el ángulo es mayor de 60°.

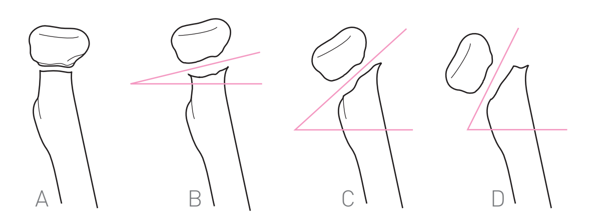


Figura 9-14. Clasificación de O'Brien. **A,** normal. **B,** grado 1. **C,** grado 2. **D,** grado 3.

Clasificación de los hermanos Judet (1964)

Esta clasificación para la fractura del cuello del radio considera las mismas líneas ya mencionadas, es decir, el plano de la fractura con la horizontal (figura 9-15). Se clasifica de grado 1 si no hay desalojamiento; de grado 2 si el desalojamiento es moderado (menos de 50% del diámetro y angulación hacia afuera menor de 35°); de grado 3 si el desalojamiento es mayor de 50%, la angulación está hacia afuera hasta 60° y hay contacto entre los fragmentos, y de grado 4 si la angulación es mayor de 60°, con pérdida de contacto entre los fragmentos.

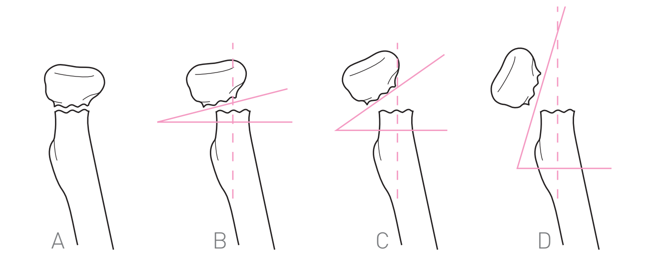


Figura 9-15. Clasificación de los hermanos Judet. **A,** grado 1. **B,** grado 2. **C,** grado 3. **D,** grado 4.

Signo del arqueamiento cubital de Lincoln y Mubarak (1994)

Es un signo útil para detectar la luxación o subluxación de la cabeza del radio, la que se debe sospechar cuando se observa un arqueamiento de la cortical posterior del cúbito que se desvía más de 0.01 mm de la línea recta (figura 9-16). Se procede a trazar una línea recta a lo largo de la cortical dorsal del cúbito desde el olécranon hasta la metáfisis distal. Se mide la distancia máxima perpendicular de esta línea recta a la cortical.

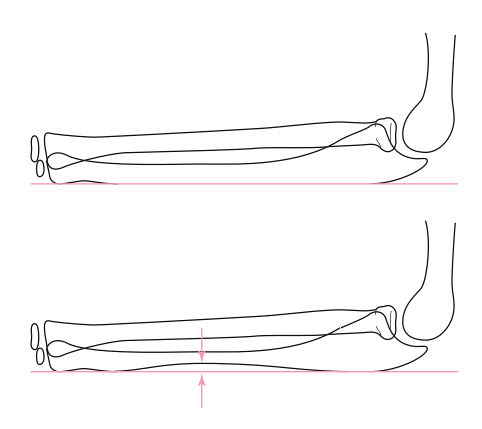


Figura 9-16. Incurvación del cúbito.

Signo del arqueamiento del radio de Schemitsch y Richards (1992)

Para medir el arqueamiento del radio se traza una línea desde la tuberosidad bicipital hasta el punto más distal de la metáfisis del radio, al nivel de la articulación de la muñeca (figura 9-17). Después se traza una línea perpendicular hasta la superficie del hueso, en el sitio de máxima curvatura; la medición se realiza en milímetros.

La distancia desde la tuberosidad bicipital a la perpendicular en la máxima curvatura del radio representa el porcentaje de la longitud de la curvatura:

$$X/Y \times 100$$

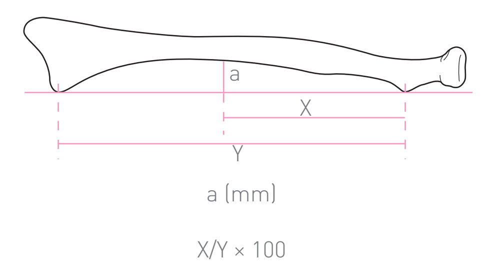


Figura 9-17. Índice de incurvación del radio de Schemitsch y Richards.

Mediciones radiográficas del codo para fracturas supracondíleas del húmero

Método de Ariño

Ariño y colaboradores (1977) midieron las distancias epicondiloepitroclear, epicondilocoronoides y epitrocleocoronoides en una radiografía anteroposterior para detectar aumento en la anchura de la epífisis distal del húmero debida a fractura (figura 9-18*A*). También miden el ángulo de inclinación de la epífisis distal del húmero o ángulo de la paleta humeral ya descrito (figura 9-18*B*), así como su posible angulación ventral o dorsal (figura 9-18*B* y *C*).

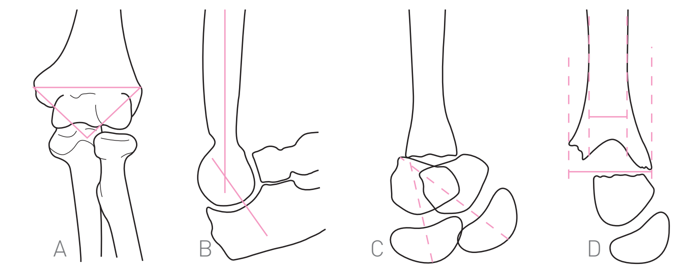


Figura 9-18. Triángulo de Ariño. Índice de rotación de Ariño.

Para calcular el índice de rotación se procede a medir la anchura del tercio distal de la diáfisis del húmero (figura

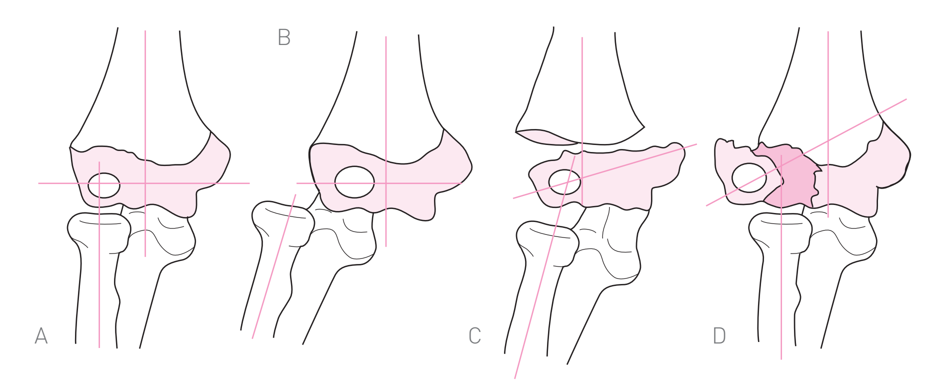


Figura 9-19. Coordenadas de Hansen. **A,** codo normal. **B,** luxación del codo. **C,** epifisiolistesis tipo 2. **D,** epifisiolistesis tipo 4.

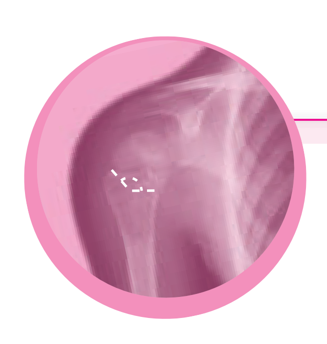
9-18*D*), así como la anchura de la región supracondílea al nivel del trazo de fractura mediante la línea epicondiloepitroclear. *A* debe ser igual a *B*; la diferencia indica la rotación.

Coordenadas de Hansen (1980)

Cuando aún no se ha osificado la epífisis distal del húmero y sólo se observa el núcleo de osificación del cóndilo lateral, es difícil detectar si existe luxación, fractura o epifisiolistesis, aunque se tenga la radiografía comparativa del codo contralateral. Las coordenadas de Hansen permiten hacer el diagnóstico diferencial. El procedimiento consiste en trazar el eje longitudinal del húmero hasta llegar al extremo proximal del cúbito. A continuación se dibuja el eje longitudinal del radio hasta que cruce el núcleo de osificación del cóndilo lateral del húmero. En seguida se traza una línea horizontal (perpendicular a los ejes mencionados) que pase por el núcleo de osificación del cóndilo humeral, llamada línea del *capitellum* o capitular (figura 9-19*A-B*).

- En el codo normal se encuentra paralelismo de los ejes humeral y radial, la línea transversa es perpendicular a dichos ejes y el núcleo de osificación del cóndilo lateral está dividido en cuatro cuadrantes por el eje del radio y por la línea del *capitellum*. La alineación humerocapitular y radiocapitular es normal.
- Luxación de codo. La relación del eje del húmero y la línea del *capitellum* es normal, el eje del radio ha perdido su paralelismo con el del húmero y su relación perpendicular con la línea del *capitellum* tampoco cruza el núcleo de osificación (figura 9-19*C-D*).
- Epifisiolistesis de Salter tipo 2. Se ha perdido la relación perpendicular del eje del húmero con la línea del *capitellum*, así como de esta última con el eje del radio. Los cuadrantes del núcleo de osificación son asimétricos.
- Epifisiolistesis de Salter tipo 4. Los ejes del húmero y del radio permanecen paralelos. La línea del *capitellum* es oblicua y pierde su relación perpendicular con los ejes mencionados. El eje del radio no pasa por el núcleo de osificación del *capitellum*; se han perdido los cuadrantes.

Si aún no hay núcleo de osificación del *capitellum*, estas coordenadas son de gran utilidad.



Capítulo 10

Muñeca

Inclinación de la superficie articular distal del radio en los dos planos

En el plano frontal, la superficie articular distal del radio se encuentra inclinada hacia el cúbito y forma un ángulo de 15 a 30° con la horizontal (figura 10-1). En el plano sagital, la superficie articular se encuentra inclinada en sentido palmar y forma un ángulo con la horizontal de 10° como promedio (figura 10-1).

Lusted y Keats miden el ángulo formado por la intersección de la superficie articular del radio con el eje longitudinal del mismo (valor normal de 82° en varones y 84° en mujeres) en la radiografía anteroposterior. En la proyección lateral, el ángulo radial es de 84° para varones y de 87° para mujeres (figura 10-2). Estos ángulos se alteran (por lo general disminuyen) en las fracturas de la metáfisis distal del radio, como fracturas impactadas, anguladas, desalojadas en sentido dorsal (fracturas de Colles), desalojadas en sentido palmar (fracturas de Smith), etc. La utilidad de este ángulo se manifiesta una vez efectuadas las maniobras de reducción e inmovilización de cualquier tipo de fractura en la metáfisis distal del radio, pues es indispensable medir los ángulos radiales anterior y posterior con la finalidad de dejar lo mejor posible una reducción anatómica y así favorecer posteriormente una movilidad normal de la articulación de la muñeca.

Índice radiocubital distal

Distancia existente entre el plano de la superficie articular del radio (*a*) y el plano de la superficie articular del cúbito (*b*) en el plano frontal. Estas líneas deben ser perpendiculares al eje del radio (*c*). Su valor normal es de 2 mm (figura 10-8*B*).

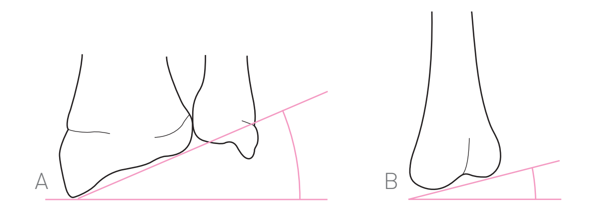


Figura 10-1. Ángulo de la muñeca. **A,** radiografía anteroposterior. **B,** radiografía lateral.

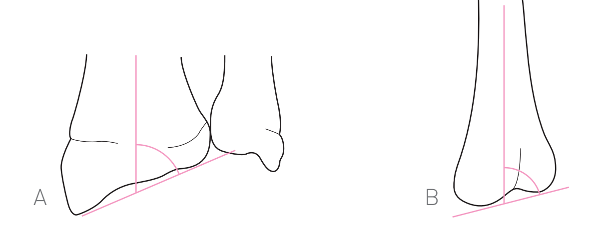


Figura 10-2. Método de Lusted y Keats. **A,** radiografía anteroposterior. **B,** radiografía lateral.

Ángulo biestiloideo

Está formado por la intersección de una línea horizontal con la línea que une las apófisis estiloides del radio y del cúbito. Su valor normal es de 10 a 15° (figura 10-3).

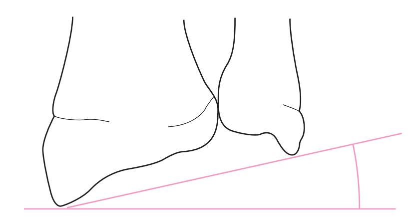


Figura 10-3. Ángulo biestiloideo.

Índice biestiloideo

Relación entre el vértice de la apófisis estiloides del cúbito (el más proximal) y la apófisis estiloides (más distal) del radio (figura 10-4); esa distancia está comprendida entre las líneas tangenciales al vértice de ambas apófisis estiloides, que son perpendiculares al eje del radio. Tal distancia es de 5 a 10 mm.

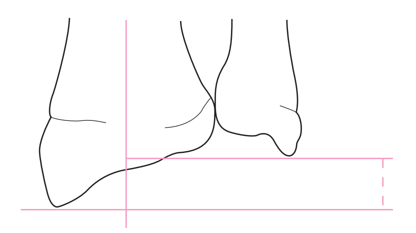


Figura 10-4. Índice biestiloideo.

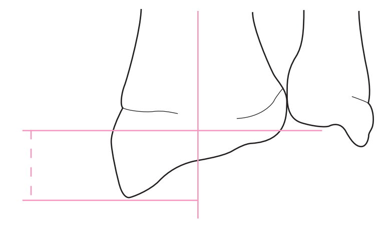


Figura 10-5. Longitud radial.

Figura 10-7. Diastasis radiocubital.

Longitud radial de Solares

Longitud que fue determinada por Solares en el Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional en 1979; es la distancia que existe entre el vértice de la apófisis estiloides del radio y el plano de la superficie articular del mismo hueso. Se determina por medio de una línea tangencial al vértice de la apófisis estiloides (que debe ser perpendicular al eje diafisario del mismo hueso), con otra línea tangencial a la superficie articular del radio y perpendicular al eje diafisario. Su valor normal es de 8 a 17 mm (figura 10-5).

Ángulo de Fischer

A fin de medir este ángulo es necesario determinar la base de la apófisis estiloides del cúbito (figura 10-6*A*). Se mide en una radiografía anteroposterior de la muñeca en supinación; está formado por la intersección de una línea horizontal (paralela al eje diafisario del radio) y tangencial al borde interno de la superficie articular del radio, con otra línea que parte de este último punto hacia el punto externo de la base de la apófisis estiloides del cúbito (figura 10-6*B*).

El ángulo de Fischer permite establecer tres tipos de longitud del cúbito: la normal, la del cúbito corto y la del cúbito largo. El cúbito es corto cuando el ángulo se encuentra entre 15 y 27° positivos, y largo cuando el ángulo disminuye y se hace negativo bajo la horizontal, con un máximo de 18° negativos.

Se ha observado una asociación de cúbito corto con la enfermedad de Kienböck (necrosis avascular del semilunar), ya que la brevedad del cúbito entraña un exceso de presión localizada sobre el polo proximal del semilunar apoyado sobre el radio.

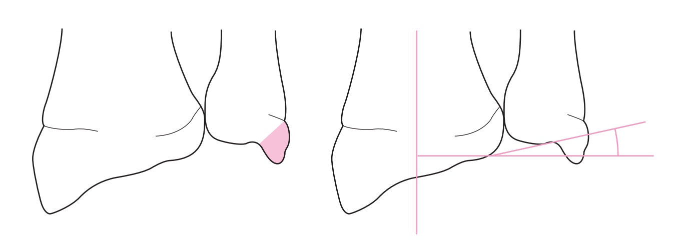


Figura 10-6. **A,** determinación de la base de la apófisis estiloides del cúbito. **B,** determinación del ángulo de Fischer.

Diastasis radiocubital

La diastasis radiocubital es el espacio interarticular de la articulación radiocubital de la muñeca. Se mide al trazar sendas líneas tangenciales al borde articular de ambos huesos y paralelas al eje diafisario del radio (figura 10-7). Su valor normal es de 0 a 3 mm; en las luxaciones de esta articulación aumenta el espacio interarticular.

Longitud del cúbito

Se determina al localizar la superficie articular distal del cúbito en relación con la del radio; puede efectuarse mediante los siguientes métodos:

- Método de las **perpendiculares de Coleman y colaboradores (1987).** Se traza una línea horizontal (perpendicular al eje diafisario del radio) y en seguida se dibuja una perpendicular a la línea horizontal hasta la superficie articular del cúbito (figura 10-8*A*).
- Método de las **paralelas.** Consiste en trazar el eje longitudinal del radio y sendas líneas paralelas perpendiculares a dicho eje, que pasen por las superficies articulares del radio y del cúbito respectivamente (figura 10-8*B*).
- Método de la **circunferencia.** Consiste en continuar la curva de la superficie articular del radio mediante una regla de curvas o con un compás (figura 10-8*C*).

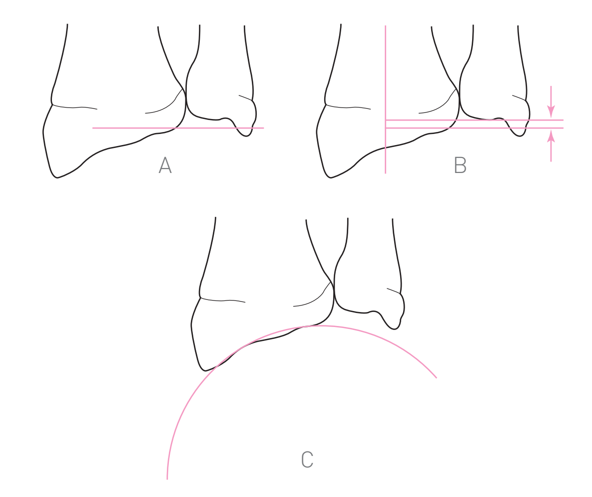


Figura 10-8. Varianza ulnar. Métodos de medición.

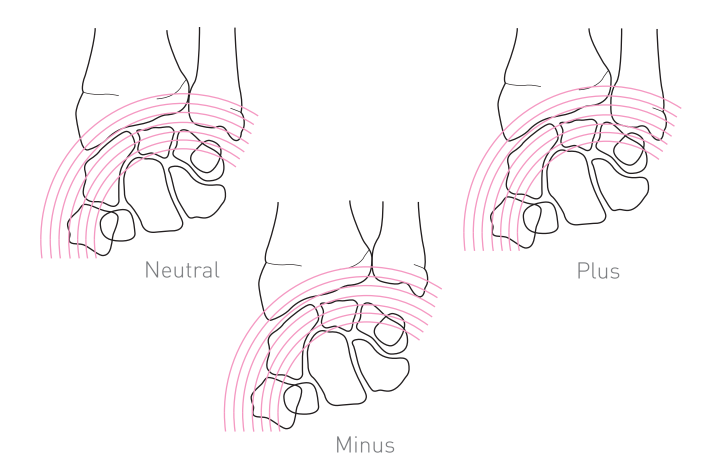


Figura 10-9. Varianza ulnar. Método de Mose.

- Otro procedimiento puede ser mediante los **círculos de Mose** (figura 10-9).

Con estos procedimientos se clasifica la longitud del cúbito en tres tipos: 1) *neutral*, cuando ambas superficies articulares se encuentran al mismo nivel; 2) *minus*, cuando la superficie articular del cúbito es más proximal que la del radio, y 3) *plus*, cuando la superficie articular del cúbito es más distal que la del radio (figura 10-9). Hultén (1928), mediante el método de las líneas paralelas, clasificó la relación de ambas superficies articulares en *neutral*, *minus* y *plus* (figura 10-10).

A estas mediciones se les conoce como varianza ulnar y se han reportado múltiples casos clínicos estrechamente relacionados con padecimientos como la enfermedad de Kienböck, inestabilidad carpiana y un síndrome de pinzamiento cubitocarpiano (Steyer y Blair, 1989).

Artroplastia de la muñeca

Los aspectos más importantes en las prótesis de muñeca son la alineación longitudinal del carpo en relación con el antebrazo y el movimiento de la misma prótesis. El eje longitudinal del carpo está representado por una línea que corresponde al eje longitudinal del tercer metacarpiano, que se continúa con el eje longitudinal del hueso grande, cruzando el semilunar para prolongarse mediante una línea paralela a la cortical cubital de la diáfisis del radio (figura 10-11*A*). El centro del movimiento de la articulación del carpo se encuentra en el extremo proximal del hueso grande y sobre el eje longitudinal del carpo.

En la figura 10-11*B* se aprecia que el componente radial de una prótesis está situado en forma paralela a la cortical cubital del radio, mientras que uno de los vástagos del componente metacarpiano está dentro del canal medular del tercer metacarpiano. El sitio del movimiento de la prótesis corresponde al centro del movimiento en el extremo proximal del hueso grande.

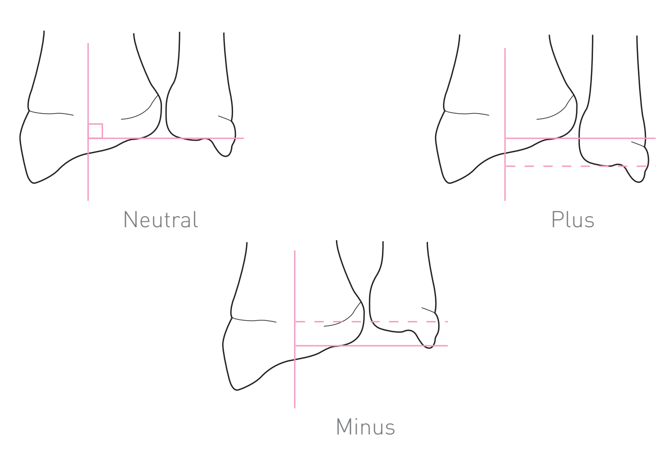


Figura 10-10. Varianza ulnar. Método de Hultén.

Zonas de Cobb y Beckenbaugh (1996)

A fin de determinar las zonas radiolúcidas del componente proximal o radial (figura 10-12) se traza una línea en el sitio de la osteotomía de la metáfisis distal del radio. Se dibuja otra línea paralela a la anterior al inicio del vástago radial, así como una tercera línea paralela a las anteriores, a 1 cm distal del vértice de dicho vástago. De esta manera quedan delimitadas las cinco siguientes zonas del componente radial o proximal: zona 1, región metafisaria del lado cubital; zona 2, región central del vástago del lado cubital; zona 3, periferia de la punta del vástago de 1 cm; zona 4, región central del vástago del lado radial, y zona 5, región metafisaria del lado radial.

Las zonas del componente metafisario o distal son las siguientes: zona 1, base del tercer metacarpiano del lado cubital; zona 2, región central del vástago del lado cubital; zona 3, periferia del vértice del vástago de un centímetro; zona 4, región central del vástago del lado radial; zona 5, base del

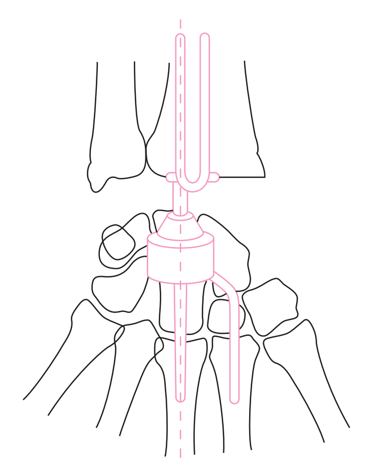


Figura 10-11. **A,** eje longitudinal del carpo. **B,** la prótesis de muñeca debe estar alineada con el eje del carpo. Modificada de Meuli HC *et al*. Uncement total wrist arthroplasty. *The J Hand Surg*, 20-A:115. 1995.

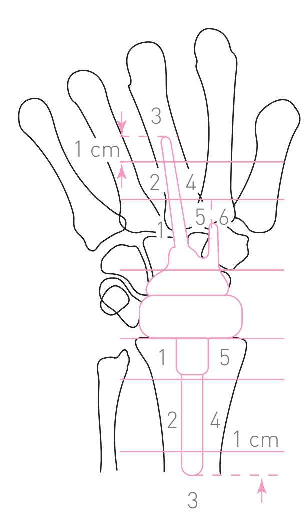


Figura 10-12. Zonas de Cobb y Beckenbaugh. Modificada de Cobb TK y Beckenbaugh RD. Biaxial total-wrist arthroplasty. *J Hand Surg,* 21A:1011. 1996.

tercer metacarpiano del lado radial, y zona 6, región sobre el vástago para el trapezoide.

La aparición de líneas radiolúcidas en la interfase hueso-cemento o cemento-prótesis de 3 mm o más se considera como indicativo de aflojamiento de la prótesis.

Relación carpometacarpiana

Se determina al medir la distancia desde la base del tercer metacarpiano hasta la superficie articular del radio *C* (figura 10-13) entre la longitud del tercer metacarpiano *M,* es decir, *C/M*. El valor normal de esta relación es de 1:0.54 ± 0.03. Cuando hay cambios patológicos en los huesos del carpo, como cambios destructivos óseos, cartilaginosos de las estructuras articulares, o ambos, se produce un colapso del carpo y un alargamiento relativo de las estructuras musculotendinosas que cruzan la muñeca, lo que da como resultado disminución en la fuerza de prensión, en la extensión activa de las articulaciones metacarpofalángicas (Volz, 1984) y en la relación *C/M*. La pérdida de la altura del carpo origina disminución de la prensión e incapacidad para la extensión completa de las articulaciones metacarpofalángicas.

Deformidad de Madelung

Este padecimiento descrito por Madelung en 1878 se caracteriza por la subluxación anterior espontánea de la mano. Se trata de una entidad dolorosa que se presenta en la adolescencia y se manifiesta por fusión prematura en el cuadrante anteromedial del cartílago de crecimiento distal del radio. Su etiología puede ser traumática, secundaria a displasias óseas o alteraciones cromosómicas, o bien idiopática.

Dannenberg hace mención de las siguientes alteraciones óseas para establecer el diagnóstico radiográfico de la deformidad de Madelung, que primero abarcan al radio (figura 10-14):

1) **Doble curvatura (cubital y dorsal).** La curvatura cubital es muy constante y varía de 8 a 30°. La curvatura dorsal es menos constante y compromete únicamente la diáfisis distal y la metáfisis.
2) **Disminución de la longitud.** El radio disminuye de longitud, la cual varía de 0.5 a 6.0 cm.
3) **Triangulación de la epífisis distal.** Obedece a un crecimiento irregular de la línea epifisaria y se observa únicamente en pacientes con epífisis no fusionadas.
4) **Fusión prematura de la mitad medial de la epífisis.** Resulta de un crecimiento desigual que empieza del lado medial y se fusiona prematuramente.
5) **Área de aumento de la densidad ósea.** Se caracteriza por una imagen de brillantez a lo largo del borde cubital del radio, a distancia variable de la placa de crecimiento.
6) **Pequeña exostosis osteítica.** Se presenta a lo largo de la superficie articular distal del radio.
7) **Angulación cubital y ventral.** A partir de la superficie articular del radio. Este hallazgo es constante. La

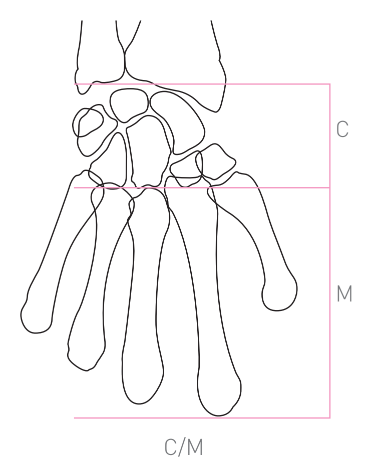


Figura 10-13. Relación carpometacarpiana.

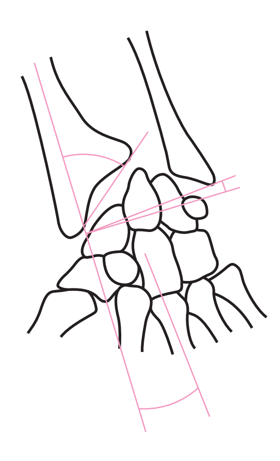


Figura 10-14. Deformidad de Madelung.

angulación cubital varía de 20 a 85°, con un promedio de 39° (figura 10-14). El ángulo antebrazo-tercer metacarpiano se pierde, ya que el eje del radio se hace paralelo al eje del tercer metacarpiano.

Las alteraciones que abarcan al cúbito son la subluxación dorsal, la hipercondensación de la cabeza cubital y la disminución de la longitud del cúbito.

Entre las alteraciones que abarcan a los huesos del carpo se encuentra la configuración triangular de los huesos del carpo con el semilunar en el ápex, acuñados entre el radio deformado y el cúbito en protrusión. El ángulo carpiano se encuentra disminuido. En la radiografía lateral se observa una curvatura como continuación del arco de inclinación posterior de la epífisis radial.

Ángulo radioarticular de Fogel (1984)

Ángulo formado por la intersección de la línea que pasa a lo largo de la superficie articular del radio (figura 10-15*A*) con una línea (discontinua) que es perpendicular a una línea tangencial al borde distal de la epífisis del radio y que corta la cabeza del radio. Este ángulo es utilizado en pacientes con osteocondromatosis en que se han deformado los huesos del antebrazo, así como de la muñeca. El valor normal de este ángulo es de 15 a 30°.

Deslizamiento cubital del carpo

También se conoce como deslizamiento del semilunar (figura 10-15*B*). Se valora el porcentaje de deslizamiento del semilunar en relación con el contacto mediante una línea axil dibujada desde el borde cubital del radio que pase a través del centro del olécranon. La línea normalmente debe cortar al semilunar. Se considera que existe deslizamiento cubital del carpo cuando el semilunar se ha desplazado en sentido cubital en más de 50%.

Estas mediciones son útiles para planear el tratamiento quirúrgico; entre las diversas opciones existentes se encuentra el alargamiento del cúbito.

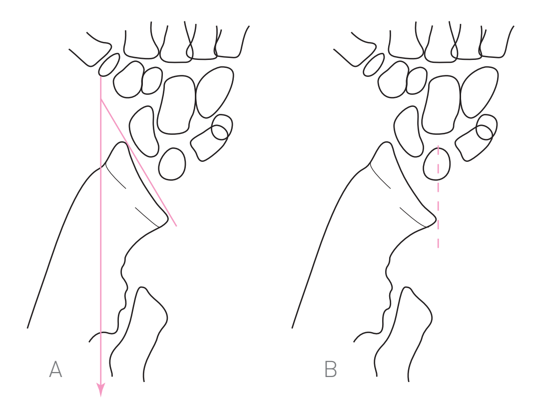


Figura 10-15. A, ángulo radial articular en la osteocondromatosis. **B,** deslizamiento cubital del carpo de Peterson. Redibujada de Peterson HA. Deformities of the forearm in children with múltiple hereditary osteochondromata. *J Pediatr Orthop*, 14:92. 1994.

Rotura de ligamentos radiocarpianos

Método de Berger y Amadio

Estos autores (1994) revisaron la anatomía de los ligamentos radiocarpianos de la muñeca en cadáveres. Crearon un protocolo que indica que cuando hay fractura de la superficie articular del radio se debe sospechar lesión en dichos ligamentos. El protocolo consiste en medir la anchura de la inserción en el radio de los ligamentos radio-escafoides-hueso grande, radio-semilunar largo, radio-escafoides-semilunar y radio-semilunar corto, y se dividen dichas mediciones entre el diámetro mayor del hueso grande, lo que motiva las llamadas relaciones de los ligamentos radiocarpianos. Todas estas mediciones resultaron poco prácticas, tediosas y difíciles de usar. Por ello, diseñaron una plantilla (figura 10-16) que simplemente se superpone en la radiografía y permite determinar si hay lesión de los ligamentos.

La plantilla está construida básicamente en segmentos de círculos concéntricos; se puede localizar cada uno de ellos mediante las longitudes de arco de los ligamentos mencionados. La plantilla se alínea con cualquiera de los ejes mayores (sigmoideo o estiloides), colocada en forma tangencial a la superficie articular del radio, de manera que coincida el círculo del acetato que mejor se adapte con la superficie articular radial en el fragmento óseo más grande. El arco que mejor se adapte determinará cuál de los arcos se usará en los fragmentos más pequeños. Las zonas claras representan errores de medición estándar; la intersección de los ejes sigmoideo o estiloides deberá apuntar en dirección de la base del cuarto metacarpiano. Se puede utilizar en la muñeca opuesta simplemente dando vuelta al acetato.

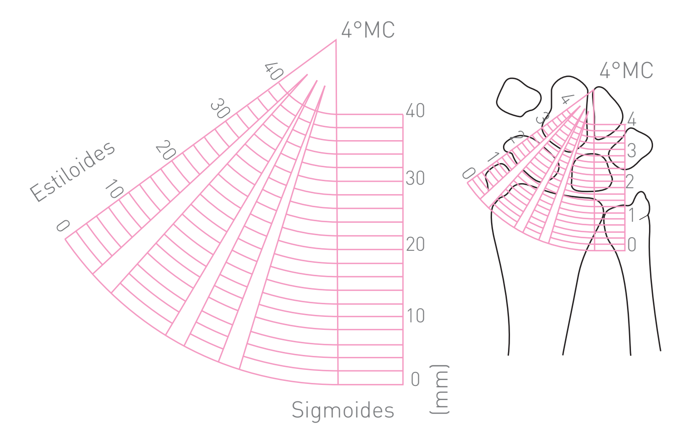
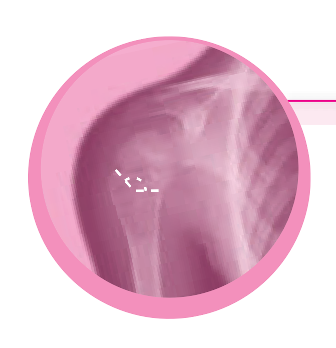


Figura 10-16. Plantilla de Berger y Amadio.



Capítulo 11

Mano

Relaciones axiles de la muñeca y la mano en el plano frontal

Con la mano colocada en posición neutra, es decir, sin desviación radial o cubital, se observa que el eje longitudinal del radio se continúa con el eje longitudinal del hueso grande y del tercer metacarpiano; es el eje longitudinal de la mano (figura 11-1).

El eje longitudinal del semilunar forma, con el eje longitudinal de la mano, un ángulo de seno proximal y cubital que mide aproximadamente 30° y se denomina ángulo semilunar. La superficie articular del radio se encuentra orientada en sentido cubital y forma, con la horizontal, un ángulo de seno radial de 15°. El eje longitudinal del segundo metacarpiano forma, con el plano de la superficie articular del radio, un ángulo de seno cubital de 11°.

Las falanges de los cuatro últimos dedos se encuentran alineadas en un solo eje. El eje de las falanges del segundo dedo forma, con el metacarpiano correspondiente, un ángulo de seno radial de 15°; el eje de las falanges del tercer dedo forma un ángulo de seno radial de 13° con el eje metacarpiano correspondiente; por su parte, el eje de las falanges del cuarto dedo se encuentra alineado con el eje del metacarpiano correspondiente sin formar ningún ángulo; por último, el eje de las falanges del quinto dedo forma, con el eje diafisario del metacarpiano correspondiente, un ángulo de seno radial de 7° (figura 11-1).

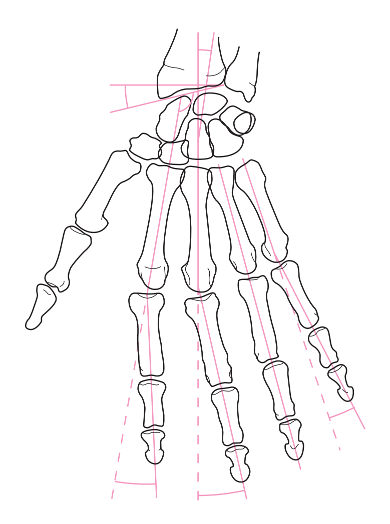


Figura 11-1. Relaciones axiles de la mano y la muñeca.

Kapandji (1980) llama ángulos de tracción o separación a estos ángulos metacarpofalángicos, y menciona los valores de 8° para el segundo dedo, de 4° para el tercer dedo, de 13° para el cuarto dedo y de 14° para el quinto dedo.

Traslación cubital de la mano

Desviación cubital de los dedos

Se denomina así a la deformación de la mano y de los dedos en la poliartritis reumatoide. Se caracteriza porque el bloque carpiano se bascula y desliza en sentido radial, con lo que el ángulo de Shapiro (segundo metacarpiano-superficie articular del radio) aumenta a más de 115° (véase ángulo de Shapiro).

La desviación cubital de los dedos, a expensas de las articulaciones metacarpofalángicas, hace que aumenten sus ángulos correspondientes y que aparezca un ángulo en el cuarto dedo, donde no lo hay normalmente (figura 11-2).

Desviación radial de la muñeca

Aún no se ha establecido la verdadera etiología de la inclinación cubital de los dedos en la artritis reumatoide. Entre los diversos factores se ha mencionado que la desviación radial de la muñeca se anticipa y predispone a la inclinación cubital de los dedos. Shapiro afirma que dicha inclinación se presenta cuando ya hay una desviación radial de 11° en la muñeca. Stack (1971) llamó a estos dos componentes deformidad en zigzag. Hastings (1975) propuso denominar

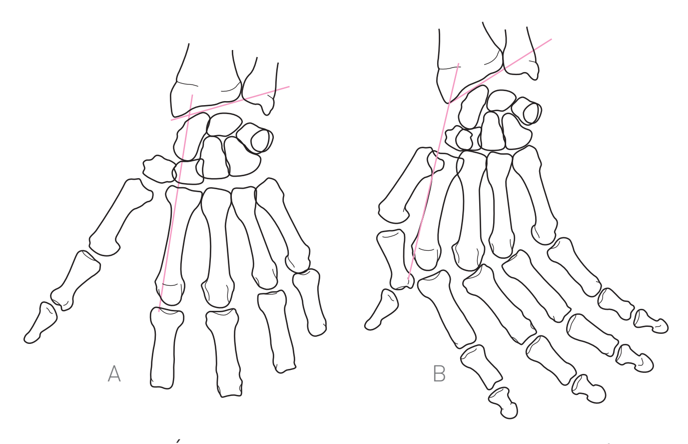


Figura 11-2. Ángulo de Shapiro. **A,** normal. **B,** traslación radial de la mano.

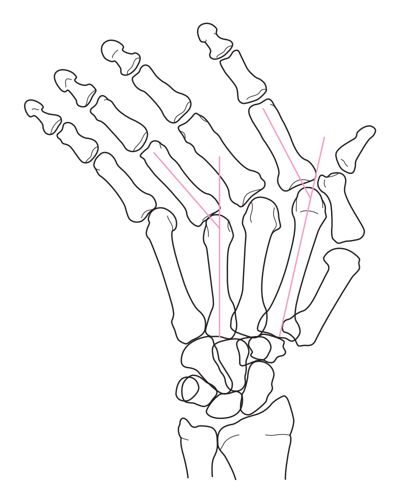


Figura 11-3. Traslación cubital de la mano y desviación cubital de los dedos.

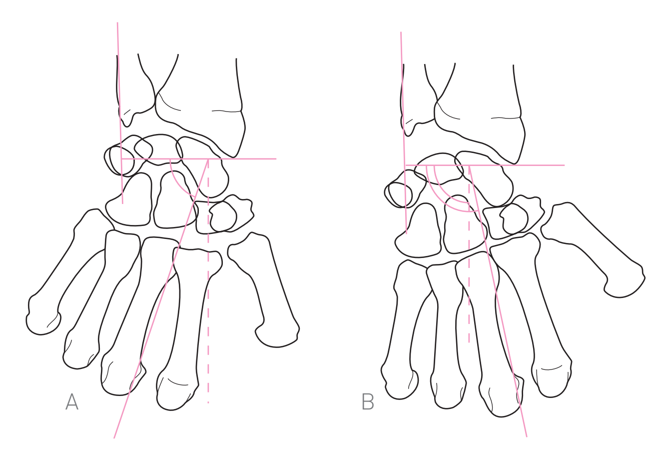


Figura 11-5. **A,** desviación cubital. **B,** desviación radial.

desviación a la angulación radial de la muñeca e *inclinación* a la desviación cubital de los dedos (figura 11-3).

Método de Hastings y Evans (1975)

En la radiografía anteroposterior de la mano, con la muñeca en posición neutra, se traza el eje longitudinal del cúbito (figura 11-4) en forma tangencial a la cortical más recta del mismo; en seguida se traza una perpendicular a este eje. La intersección de la perpendicular con el eje del tercer metacarpiano (trazado en la cortical radial del mismo) forma el ángulo de alineación de la muñeca.

Para facilitar la medición, se traza una línea perpendicular al eje del cúbito que sea tangencial al vértice de la apófisis estiloides del radio. La intersección del eje del tercer metacarpiano con la tangencial al eje del cúbito forma un ángulo al cual hay que restar 90° si éste resulta mayor que dicha cifra, pues los grados resultantes representan la transportación del eje del cúbito, lo que permite obtener el ángulo real entre el cúbito y el tercer metacarpiano. En la figura 11-5*A* se muestra que el eje del tercer metacarpiano forma un ángulo de 70° al intersecarse con la tangencial al eje del cúbito; se trata de una desviación cubital de 70°. En la figura 11-5*B* el eje del tercer metacarpiano forma un ángulo de 110° (110° – 90° = 20°) al intersecarse con la perpendicular a la tangencial del cúbito; en este ejemplo existe desviación radial de 20°.

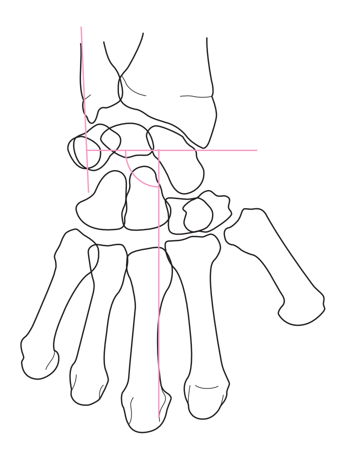


Figura 11-4. Método de Hastings y Evans.

Desviación cubital

Ángulo de Shapiro (1968)

Se utiliza en la mano reumatoide para valorar la tendencia de la desviación cubital del carpo. Shapiro, en una radiografía anteroposterior, traza una línea sobre la cortical radial del segundo metacarpiano; su intersección con la línea que se dibuja sobre la superficie articular del radio (figura 11-2) forma un ángulo con valor normal de 115°, que aumenta con la desviación del carpo.

Ángulo escafosemilunar

En la radiografía lateral de la muñeca, con esta última en posición neutra, el eje del radio, del semilunar y del hueso grande se encuentran alineados en un solo eje. El eje del escafoides forma un ángulo de seno dorsal, cuyo valor normal oscila entre los 30 y 60°. Esta relación se conserva con los movimientos de flexión dorsal y palmar de la muñeca (figura 11-6).

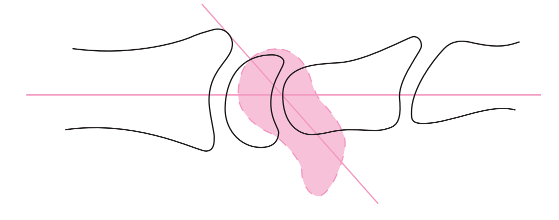


Figura 11-6. Ángulo escafosemilunar.

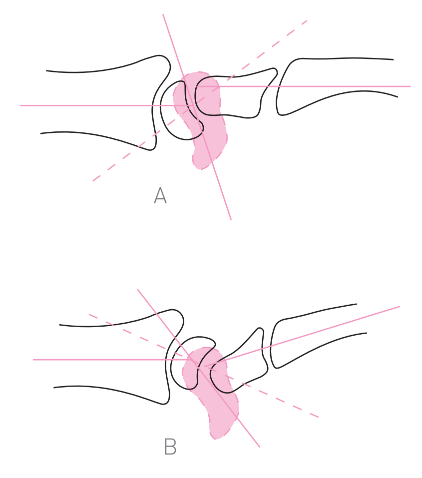


Figura 11-7. **A,** inestabilidad en flexión dorsal. **B,** inestabilidad en flexión palmar.

Si la muñeca es inestable durante la dorsiflexión, el semilunar bascula hacia atrás, lo que hace que el ángulo escafosemilunar aumente (inestabilidad del carpo en dorsiflexión); el ángulo entonces mide más de 70° (figura 11-7). El escafoides bascula en posición palmar.

La inestabilidad del carpo en flexión palmar es más rara que en dorsiflexión, en que la deformación es inversa, es decir, flexión del semilunar debido al radio y extensión del hueso grande debido al semilunar. El ángulo escafosemilunar disminuye a menos de 30° (figura 11-7 y cuadro 11-1).

Índice metacarporradial

Fue ideado por Hastings y Evans (1975), y es útil para la determinación del llamado colapso del carpo o colapso de la muñeca. El índice metacarporradial se obtiene al dividir la distancia que existe del radio al tercer metacarpiano entre la anchura del extremo distal del radio. Dicho índice disminuye en la artritis reumatoide que afecta a los huesos del carpo.

Para determinar este índice se procede a trazar el eje longitudinal del cúbito en forma tangencial al límite cubital de la superficie articular del radio. En seguida se dibuja una línea perpendicular al eje cubital, en forma tangencial al límite de la superficie articular radial; estos límites miden la anchura del extremo distal del radio. Se traza una perpendicular a la línea que representa la anchura del radio; esta

Cuadro 11-1. Causas de inestabilidad carpiana.

En flexión dorsal	En flexión palmar
Traumatismos graves	Artritis reumatoide
Esguinces graves escafosemilunares	Callos viciosos del extremo distal
Luxaciones perilunares	del radio

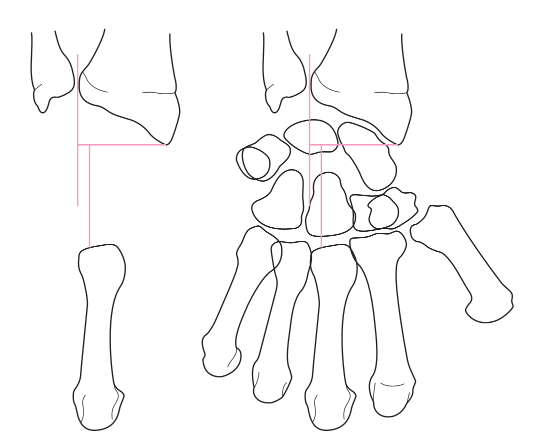


Figura 11-8. Índice metacarpiano.

línea debe terminar en el límite cubital de la superficie articular proximal del tercer metacarpiano (distancia metacarporradial). El índice se calcula al dividir la distancia metacarporradial entre la anchura distal del radio, con valor normal de 83 (figura 11-8).

Las causas de la disminución del índice metacarporradial son las siguientes:

1. Pérdida del cartílago articular.
2. Disociación escafosemilunar.
   a) Separación de más de 2 mm.
   b) Rotación del escafoides.
   c) Rotación del semilunar.
3. Desplazamiento cubital del semilunar.

Altura carpiana

Método de Youm (1978)

Se denomina altura carpiana a la relación que existe entre la longitud del tercer metacarpiano y la longitud del carpo (figura 11-9). Se mide al trazar el eje longitudinal del tercer

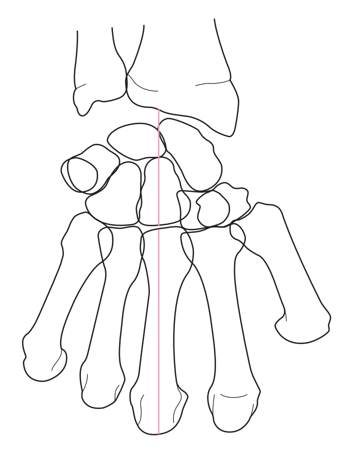


Figura 11-9. Altura carpiana. Método de Youm.

metacarpiano, el cual se divide entre la longitud carpiana, que va desde el extremo distal del hueso grande a la superficie articular del radio. La altura carpiana permanece constante en posición neutra, así como en la desviación radial o cubital del carpo.

Debido a que esta distancia es muy variable en relación con el tamaño de las manos, aun en las de una misma persona, se procede a obtener el índice o la relación de la altura carpiana mediante el siguiente procedimiento:

$$L1/L2 = \text{índice de la altura carpiana}$$

El valor normal es de 0.54 ± 0.03, en donde L1 es la longitud del tercer metacarpiano y L2 es la altura carpiana.

Este índice disminuye cuando existe colapso del carpo, como en la artritis reumatoide, enfermedad de Kienböck o en lesiones traumáticas.

Relación de la altura del carpo

Método de Youm modificado por Nattras

Nattras y colaboradores (1994) publicaron esta modificación al método de Youm, al que llamaron relación de la altura carpiana. Argumentan que con el método de Youm se encuentran dos problemas: 1) con mucha frecuencia, el extremo distal del tercer metacarpiano no es incluido en la radiografía, y 2) con menor frecuencia, la tercera articulación metacarpofalángica se encuentra deformada por alguna enfermedad articular destructiva, por lo que es difícil medir la longitud del tercer metacarpiano.

En virtud de que el hueso grande rara vez se ve afectado por procesos degenerativos, neoplásicos o traumáticos, y por tener su periferia bien delimitada, Nattras utiliza la longitud del hueso grande en lugar de la del tercer metacarpiano (figura 11-10), al dividir la longitud de la altura carpiana entre la longitud del hueso grande. Nattras y colaboradores (1994), en una serie de 250 radiografías, encontraron disminución de la longitud del hueso grande debida a osteoartrosis, artritis reumatoide, fractura o acortamiento yatrógeno.

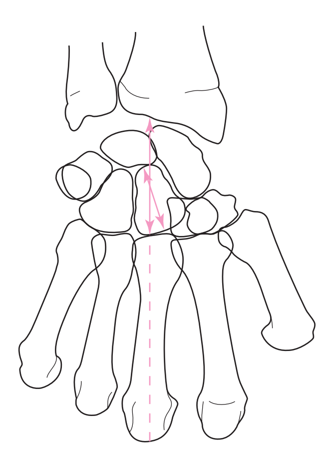


Figura 11-10. Método de Youm modificado por Nattras.

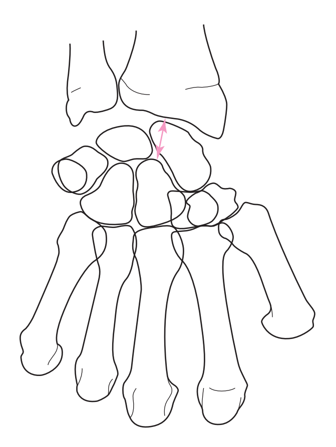


Figura 11-11. Colapso carpiano. Método de Zdravkovic y Sennwald.

Colapso carpiano

Método de Zdravkovic y Sennwald (1997)

La distancia radio-hueso grande es la línea más corta que va desde el borde más proximal de la periferia de la cabeza del hueso grande a la superficie articular del radio (figura 11-11). Estos autores encontraron que hay una diferencia importante entre la mano izquierda y la derecha, por lo que establecieron el índice de colapso carpiano izquierdo/derecho, cuyos valores normales son de 0.999 ± 0.034; los valores menores de 0.92 son anormales.

La distancia carpocubital es la distancia horizontal perpendicular al eje longitudinal del cúbito del centro de rotación del carpo, es decir, el centro de la movilidad radial y cubital, que se localiza en la cabeza del hueso grande. La distancia carpocubital, al ser dividida entre la longitud del tercer metacarpiano, da una relación constante:

$$L3/L1 = 0.3 \pm 0.03$$

en donde L3 es la distancia carpocubital y L1 es la longitud del tercer metacarpiano.

La disminución de dicho índice se traduce en el desalojamiento del carpo en sentido cubital por diversas causas patológicas; dichos índices disminuyen en la artritis reumatoide, así como en la enfermedad de Kienböck. En la artritis reumatoide de la mano, la disminución es notoria cuando se presenta previamente la inclinación cubital de las articulaciones metacarpofalángicas.

Cuando la altura carpiana ha disminuido a 0.51 o menos se dice que hay colapso carpiano. A su vez, se habla de translación carpiana cuando el índice carpocubital es menor de 0.27 (figura 11-12).

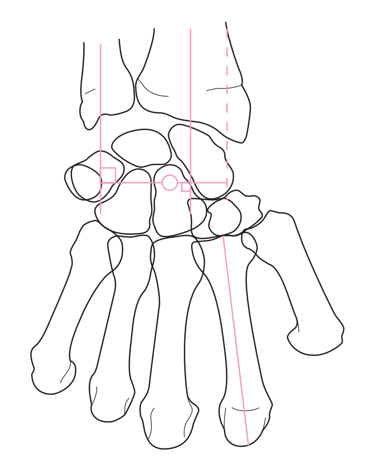


Figura 11-12. Distancia carpocubital.

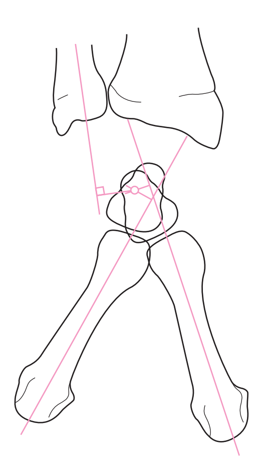


Figura 11-14. Centro de rotación del carpo.



Índice de traslación del carpo

Método de Chamay

Chamay y colaboradores (1983) midieron la distancia del centro de rotación del carpo en la cabeza del hueso grande hasta llegar perpendicularmente a la prolongación de la cortical lateral del radio (que representa el eje longitudinal del radio), con valores normales de 0.28 ± 0.03, que se ven afectados con la artritis reumatoide (figura 11-13).

Centro de movimiento de rotación radial y cubital del carpo

Cuando se efectúan movimientos de desviación radial y cubital de la muñeca, el centro del movimiento se ubica en el extremo proximal del hueso grande (en la cabeza). Esto se debe a que el eje del tercer metacarpiano forma un ángulo de aproximadamente 165 a 170° de seno cubital con el eje del hueso grande.

El centro de este movimiento se determina al trazar el eje longitudinal del tercer metacarpiano con máxima desviación radial y con máxima desviación cubital (figura 11-14). Debido a que la distancia (o altura) carpiana es constante durante dichos movimientos, basta con dibujar sendas perpendiculares en el punto medio de la distancia o altura carpiana para determinar el centro del movimiento del carpo, en el sitio de intersección de las perpendiculares.

Arcos de Gilula

Gilula (1979) estableció la presencia de tres arcos en el carpo que guardan relación entre sí y se conservan con cualquier posición de la muñeca y en cualquier proyección radiográfica. Se trata de tres arcos de concavidad inferior o distal. El primero de ellos se localiza en la articulación radiocarpiana y los dos restantes en la articulación mediocarpiana, uno proximal y otro distal (figura 11-15).

El arco 1 está formado por el borde inferior de la articulación radiocarpiana, constituida por los bordes articulares proximales del escafoides, el semilunar y el piramidal. El arco 2 está formado por el borde inferior de los huesos que forman el arco 1. El arco 3 está formado por el borde superior del hueso grande y del hueso ganchoso. En la radiografía lateral, los arcos conservan su concavidad distal y los puntos de referencia son los mismos.

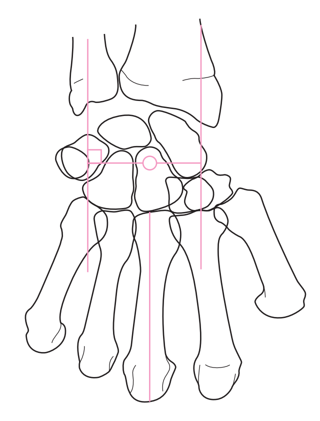


Figura 11-13. Índice de translación del carpo. Método de Chamay.

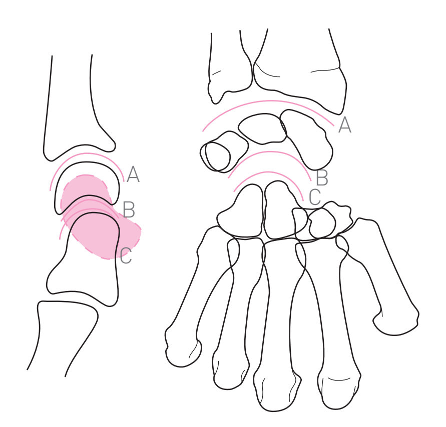


Figura 11-15. Arcos de Gilula. **A,** arco 1. **B,** arco 2. **C,** arco 3.

Los arcos de Gilula se rompen o pierden su paralelismo en trastornos de origen traumático (en especial durante las luxaciones de los huesos del carpo).

Ángulo carpiano

Está formado por dos líneas, la primera de las cuales es tangencial al borde superior del escafoides y del semilunar, mientras que la segunda es tangencial al borde superior del semilunar y del piramidal. El valor normal de este ángulo es de 130°; también se le conoce como signo carpiano (figura 11-16).

El ángulo carpiano se ve aumentado en los siguientes síndromes: artrogriposis, enanismo distrófico (en ocasiones presente), displasia epifisaria, displasia frontometafisaria, displasia espondiloepifisaria, síndrome otopalatodigital, síndrome de Down y acrocefalosindactilia (síndrome de Apert, en ocasiones presente).

El ángulo carpiano está disminuido en los siguientes síndromes: deformidad de Madelung, discondrosteosis, enanismo mesomélico (síndrome de Nievergelt), síndrome de Turner y mucopolisacaridosis.

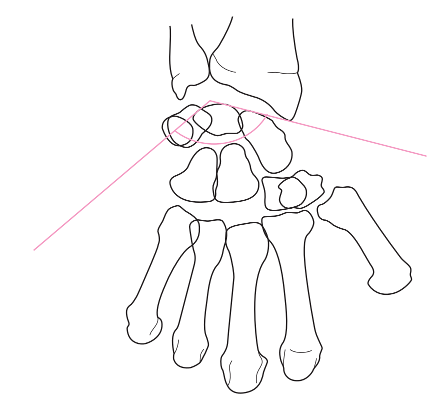


Figura 11-16. Ángulo carpiano.

Signo metacarpiano

Signo que es una línea tangencial a la cabeza de los metacarpianos quinto y cuarto, que normalmente debe pasar en forma distal a la cabeza del tercer metacarpiano (figura 11-17). Se considera en los límites cuando la línea es tangencial a la cabeza del tercer metacarpiano; se considera de signo positivo cuando la línea cruza la cabeza del tercer metacarpiano.

Se ha mencionado que el signo metacarpiano positivo no es por sí solo diagnóstico, pero sí útil como signo secundario de la disgenesia gonadal.

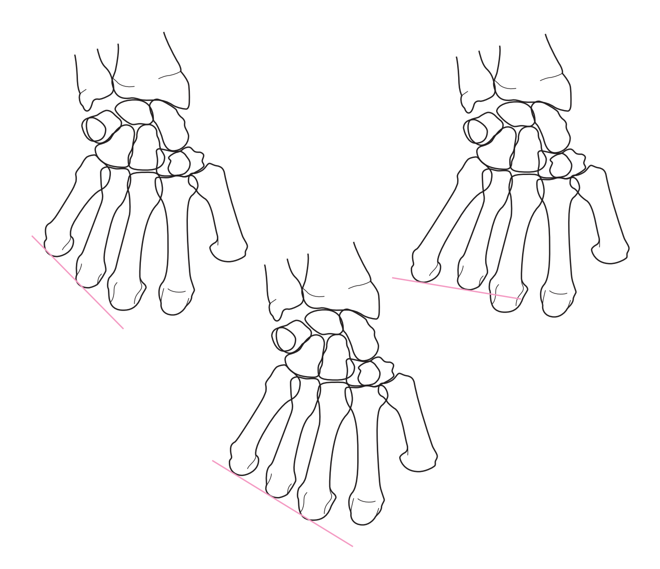


Figura 11-17. Signo metacarpiano. **A,** negativo. **B,** límite. **C,** positivo.

Índice metacarpiano

Relación existente entre el eje diafisario de un metacarpiano (figura 11-18) con el eje transverso menor del mismo. Para la obtención de este índice se procede a medir el eje longitudinal de los metacarpianos segundo al quinto, los cuales se suman. En seguida se procede a medir el eje menor transversal de los mismos metacarpianos, que también se suman. La suma de los ejes longitudinales se divide entre la suma de los ejes transversales y el resultado constituye el índice metacarpiano (cuadro 11-2).

En pacientes con síndrome de Marfan, el índice metacarpiano es de 7 o más, mientras que en pacientes con síndrome de Down permanece en límites normales. En adultos, el índice metacarpiano tiene los valores normales en varones de 6.86 para la mano derecha y de 7.02 para la izquierda; en mujeres de 7.60 para la mano derecha y de 7.78 para la izquierda.

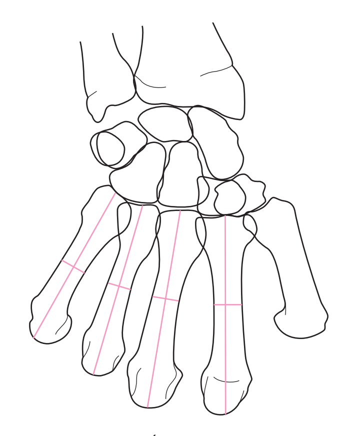


Figura 11-18. Índice metacarpiano.

Signo falángico

En condiciones normales, la longitud del cuarto metacarpiano equivale a la longitud de la falange proximal más la

Cuadro 11-2. Valores normales del índice metacarpiano.

Edad (meses)	Sexo	Índice metacarpiano
6	Masculino	5.23
	Femenino	5.60
12	Masculino	5.30
	Femenino	5.75
18	Masculino	5.28
	Femenino	5.82
24	Masculino	5.40
	Femenino	5.82

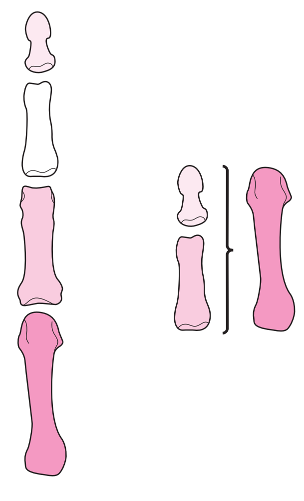


Figura 11-19. Signo falángico.

longitud de la falange distal del dedo correspondiente; es decir (figura 11-19):

$$A + C = D$$

en donde *A* es la falange proximal, *C* la falange distal y *D* el cuarto metacarpiano. La relación es $A + C > D$ en el síndrome de Turner.

Esta relación recibe el nombre de signo falángico y puede presentar una diferencia hasta de 2 mm. En algunos casos de aplasia gonadal, como en el síndrome de Turner, la suma de las falanges proximal y distal del cuarto dedo es 3 mm mayor que la longitud del metacarpiano correspondiente.

Índice metacarpiano

Método de Parish

Esta relación existe entre la longitud mayor o eje longitudinal de un metacarpiano, dividida entre la anchura menor o eje transversal menor del mismo. Parish (1996) sumó las distancias longitudinales *A* de todos los metacarpianos y la divide entre la suma de los ejes transversales *B* de ellos:

$$A1 + A2 + A3 + A4 + A5/B1 + B2 + B3 + B4 + B5 = \text{índice metacarpiano}$$

Los cuadros 11-3 y 11-4 muestran los resultados obtenidos por Parish. En varones, el índice metacarpiano derecho

Cuadro 11-3. Resultados obtenidos por Parish en varones.

Mano derecha		mm	Mano izquierda		mm
Primer metacarpiano	Longitud	46.20	Primer metacarpiano	Longitud	46.60
	Anchura	10.98		Anchura	68.60
	Índice	4.25		Índice	4.24
Segundo metacarpiano	Longitud	68.60	Segundo metacarpiano	Longitud	68.60
	Anchura	9.47		Anchura	9.34
	Índice	7.29		Índice	7.41
Tercer metacarpiano	Longitud	66.40	Tercer metacarpiano	Longitud	66.50
	Anchura	9.31		Anchura	9.22
	Índice	7.16		Índice	7.25
Cuarto metacarpiano	Longitud	59.40	Cuarto metacarpiano	Longitud	59.40
	Anchura	7.61		Anchura	7.47
	Índice	7.85		Índice	7.99
Quinto metacarpiano	Longitud	55.30	Quinto metacarpiano	Longitud	55.40
	Anchura	9.01		Anchura	8.68
	Índice	6.18		Índice	6.42

Cuadro 11-4. Resultados obtenidos por Parish en mujeres.

Mano derecha		mm	Mano izquierda		mm
Primer metacarpiano	Longitud	42.70	Primer metacarpiano	Longitud	42.40
	Anchura	9.04		Anchura	9.04
	Índice	4.74		Índice	4.71
Segundo metacarpiano	Longitud	64.40	Segundo metacarpiano	Longitud	64.00
	Anchura	8.02		Anchura	7.90
	Índice	8.06		Índice	8.13
Tercer metacarpiano	Longitud	62.0	Tercer metacarpiano	Longitud	61.70
	Anchura	8.3		Anchura	7.87
	Índice	7.76		Índice	7.87
Cuarto metacarpiano	Longitud	55.60	Cuarto metacarpiano	Longitud	55.20
	Anchura	6.30		Anchura	6.13
	Índice	8.78		Índice	9.05
Quinto metacarpiano	Longitud	51.50	Quinto metacarpiano	Longitud	51.10
	Anchura	7.35		Anchura	7.10
	Índice	7.05		Índice	7.25

es de 6.86 y el izquierdo de 7.02; en mujeres, el índice metacarpiano derecho es de 7.60 y el izquierdo de 7.78. Las alteraciones del índice metacarpiano disminuido son el síndrome de Weill-Marchesani, la estreptomicrodactilia familiar y las zonas vulnerables del carpo; la alteración resultante de un índice aumentado es la aracnodactilia.

Arco mayor y arco menor del carpo de Johnson

Muchas fracturas y luxaciones de los huesos del carpo, producidas tanto experimentalmente como aquellas vistas en la práctica clínica, ocurren en los huesos de la primera fila del carpo, a excepción del semilunar, mientras que en la segunda fila o distal el hueso más afectado es el trapecio. De aquí que Johnson (1980) haya observado con mucha frecuencia patrones de lesiones repetitivas, lo que da lugar a lo que él llama arco mayor y arco menor, o zonas vulnerables del carpo, que se forman por las fracturas de los huesos mencionados.

El arco mayor se presenta cuando existen fracturas o luxaciones transescafoideas en el polo proximal del hueso grande, en el hueso ganchoso y en el piramidal, es decir, cuando todos los huesos perilunares se fracturan con luxación (figura 11-20). El arco menor se presenta cuando hay una luxación perisemilunar o semilunar.

Principales mediciones de la muñeca y de la mano

Índice semilunar de Stahl (1947)

Es la expresión de la extensión del colapso del semilunar, cuyo valor es de 0.53 ± 0.03. Se divide el diámetro vertical entre el diámetro horizontal del semilunar (figura 11-21).

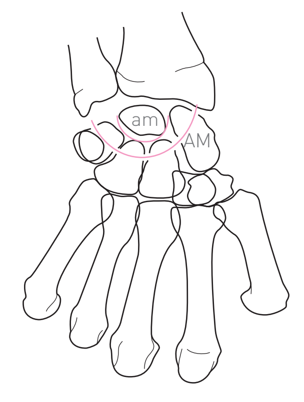


Figura 11-20. Arcos vulnerables del carpo.

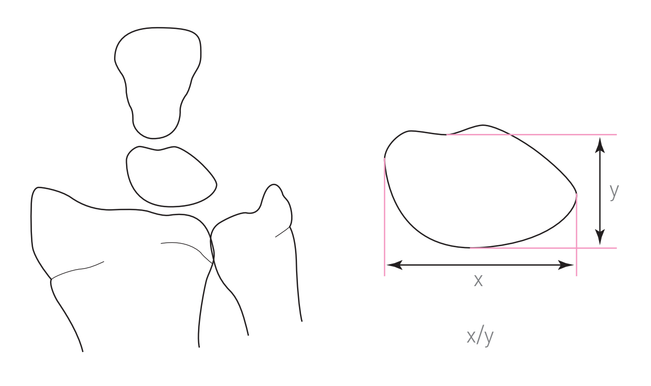


Figura 11-21. Índice semilunar de Stahl.

Cuadro 11-5. Mediciones de Schuind.

	Promedio	Límites normales
Distancias (milímetros)		
Cuerda de la articulación radiocarpiana	28.9	24.2 a 33.8
Radio de lo articulación radiocarpiana	36.6	25.2 a 56.3
Longitud de la articulación radiocubital distal (parte radial)	7.5	5.1 a 11.2
Longitud de la articulación radiocubital distal (parte cubital)	6.2	4.2 a 8.3
Espacio radiocúbital distal	1.6	0.8 a 2.9
Varianza cubital	–0.9	–4.2 a 2.3
Longitud descubierta del semilunar	5.7	2.1 a 12.2
Longitud del hueso grande	21.7	17.8 a 25.5
Altura carpiana	33.8	27.4 a 40.0
Distancia carpocubital	17.1	11.4 a 25.4
Distancia carporradial	19.0	15.9 a 73.2
Longitud del tercer metacarpiano	63.2	55.3 a 73.2
Índices (porcentaje)		
Relación altura carpiana	53.4	46.2 a 60.8
Relación carpocubital	27.1	17.6 a 41.4
Relación superficie descubierta del semilunar	32.6	11.6 a 64.3
Relación carporradial	30.1	24.1 a 34.0
Ángulos (grados)		
Radio-tercer metacarpiano	0.5	-
Radio-hueso grande	1.5	-
Inclinación radial	23.8	18.8 a 29.3
Radio-carpiano-parte radial del eje radiocubital distal	108.4	95.3 a 124.7
Eje cubital-domo cubital	90.2	74.2 a 112.4

Índice semilunar de Stahl modificado por Weiss

Weiss y colaboradores (1991) modificaron el índice de Stahl, consistente en dividir el diámetro proximal-distal del semilunar medido en la radiografía anteroposterior entre el diámetro anteroposterior, con valores de 0.30 a 0.59.

Cobertura del semilunar

Relación de la superficie articular del semilunar que queda cubierta por la superficie articular del radio, entre la superficie del semilunar que queda cubierta por el radio (figura 11-22). Se obtiene al dividir la superficie cubierta (*A*) entre la anchura de la superficie articular del semilunar (*B*). El resultado se multiplica por 100.

Mediciones de Schuind

En una serie de 120 radiografías de adultos normales, Schuind y colaboradores (1992) midieron todas las longitudes, ángulos e índices. Los promedios y los límites normales se muestran en el cuadro 11-5 y en las figuras 11-23 y 11-24.

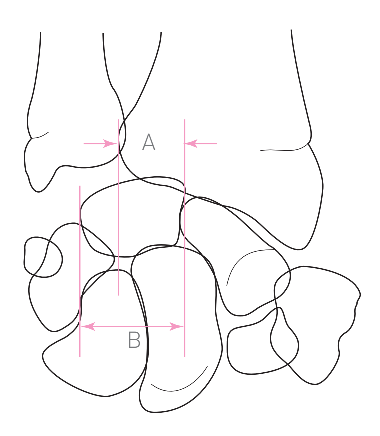


Figura 11-22. Cobertura del semilunar.

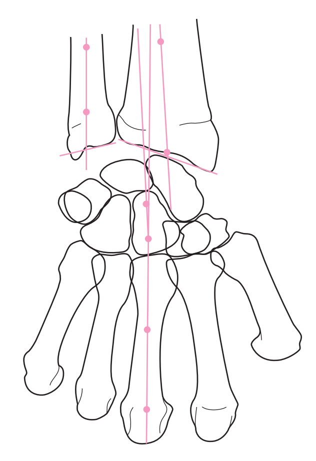


Figura 11-23. Ejes de la muñeca y la mano.

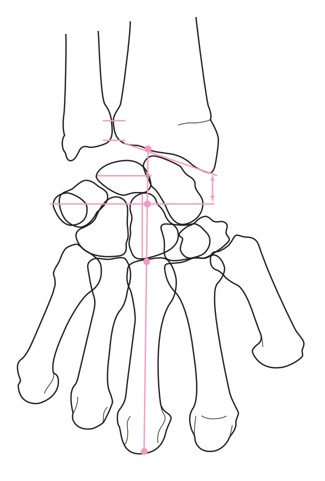


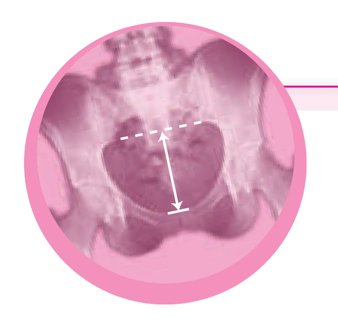
Figura 11-24. Ejes de la muñeca y la mano.



Parte V

Pelvis y extremidades inferiores

Contenido



Capítulo 12

Pelvis

Oblicuidad pélvica

La oblicuidad de la pelvis, llamada también inclinación o basculación, ocurre en el plano frontal y por lo general se debe al acortamiento de una extremidad pélvica; también acompaña a la escoliosis lumbar. A continuación se describen varios métodos para medir la inclinación de la pelvis.

Línea bicrestal

Llamada también biilíaca, es una línea horizontal, tangencial al borde superior de las crestas ilíacas. Debe ser paralela a los bordes superior e inferior de la placa radiográfica y perpendicular a la línea media del cuerpo.

Línea biisquiática

Es tangencial al borde inferior de los isquiones y su utilidad es semejante a la de la línea bicrestal (figura 12-1*A*). Cuando una hemipelvis es más baja (por la inclinación de la pelvis hacia un lado), dichas líneas se disocian. Esta inclinación puede medirse al determinar lo siguiente:

1) **Altura pélvica.** Distancia existente entre las dos líneas horizontales, tangenciales al borde superior de ambas crestas ilíacas (figura 12-1*B*).
2) **Ángulo biilíaco.** Ángulo semejante al biestiloideo de la muñeca o al bimaleolar del tobillo. Está formado por una línea horizontal (línea biilíaca original) al in-

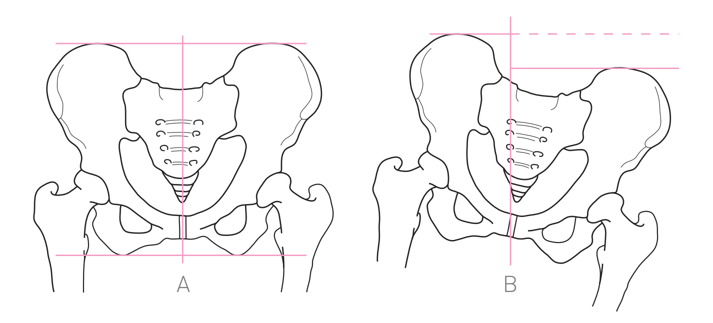


Figura 12-1. Oblicuidad pélvica. **A,** normal. **B,** altura pélvica.

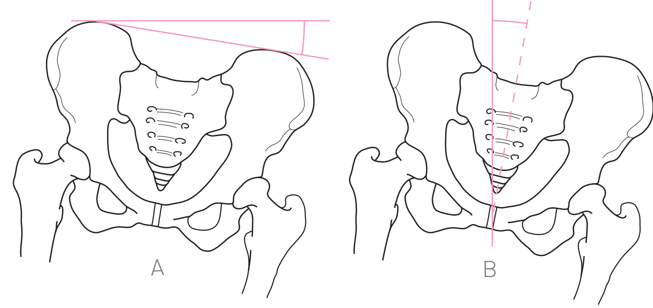
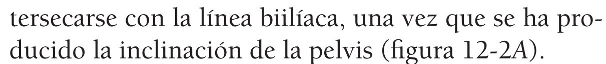


Figura 12-2. **A,** ángulo biilíaco. **B,** ángulo de inclinación pélvica.



tersecarse con la línea biilíaca, una vez que se ha producido la inclinación de la pelvis (figura 12-2*A*).

3) **Ángulo de inclinación de la pelvis.** Ángulo formado por la intersección de una línea vertical que representa la línea media del cuerpo, con la línea media del sacro una vez que se ha producido la basculación de la pelvis (figura 12-2*B*).

Índice de deformidad de la pelvis de Keshishyan

Los rusos Keshishyan y colaboradores (1995) manifestaron el índice de deformidad de la pelvis en niños con fracturas severas de la pelvis que alteran su morfología y estabilidad. Cuando las fracturas son graves y bilaterales se producen deformidades asimétricas de la pelvis. Para evaluar la deformidad, los autores proponen la medición comparativa de líneas diagonales en la radiografía anteroposterior (figura 12-3).

Se traza una línea que parte desde el punto más inferior de una articulación sacroilíaca hasta la mitad del contorno interno del fondo acetabular opuesto, en el ángulo de la rama iliopúbica. Se procede a medir la diagonal opuesta. La diferencia de valores permisible es de 4 mm. El cálculo se realiza de la siguiente manera:

$$\text{Índice de deformidad} = \frac{\text{Diferencia de la longitud de las diagonales}}{\text{suma de ambas longitudes}}$$

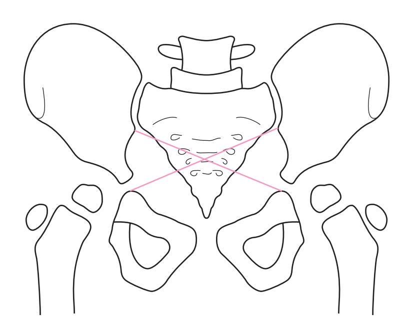
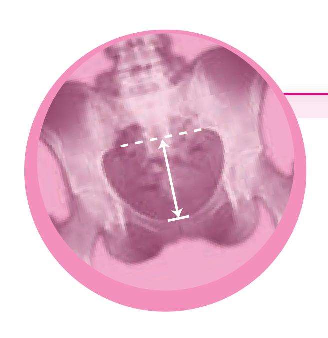


Figura 12-3. Índice de Keshishyan de deformidad de la pelvis.



Capítulo 13

Cadera del adulto

Ángulo acetabular

Ángulo formado por la intersección de una línea horizontal que pasa por el punto más interno de la superficie acetabular que cubre la cabeza del fémur, con otra línea que parte de este último punto hacia el borde externo del techo acetabular (figura 13-1*B*). Su valor normal es de 10°; si éste aumenta, debe sospecharse displasia acetabular. También recibe el nombre de oblicuidad del acetábulo.

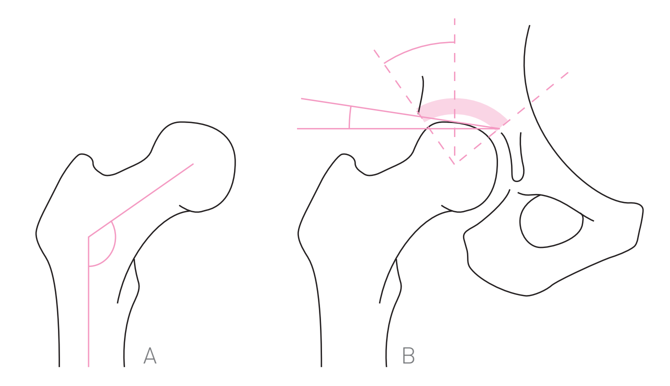


Figura 13-1. A, ángulo cervicodiafisario. **B,** ángulo CE, ángulo acetabular.

Ángulo cervicodiafisario del fémur

Está formado por la intersección del eje longitudinal del cuello femoral con el eje diafisario del mismo hueso; su valor normal es de 135°. Si aumenta a 140° o más, se refiere coxa valga; si disminuye, se habla de coxa vara (figura 13-1*A*). El cuadro 13-1 muestra el valor del ángulo cervicodiafisario del fémur en distintas edades.

Cuadro 13-1. Valor del ángulo cervicodiafisario.

Edad	Grados
Recién nacido	137
1 año	144
3 años	142
5 años	135
9 a 13 años	134
15 a 17 años	128
Adolescentes	126

Ángulo de inclinación del acetábulo

Ángulo formado por la intersección de una línea que une los extremos medial y lateral del acetábulo (el plano del acetábulo) con la vertical; se denomina también ángulo de inclinación de entrada del acetábulo (figura 13-2*A*). Sus valores normales son de 31° al nacimiento, de 34° a los seis meses, de 39° de los 10 meses al año, y de 42° en adultos. El eje del cuello femoral forma, junto con el plano de entrada del acetábulo, un ángulo de 90°.

Índice acetabular o de Sandoz

Índice que determina la profundidad (*T*) y la longitud (*E*) acetabulares; la primera se divide entre la segunda:

$$\text{Índice acetabular} = T/E$$

Sus valores normales son de 4/10 al nacimiento y de 6/10 en adultos. Cuando el índice acetabular es menor de 0.5 se dice que hay acetábulo plano (figura 13-2*B*).

Línea de Skinner

Línea perpendicular al eje diafisario del fémur y tangencial al vértice del trocánter mayor. Normalmente debe pasar

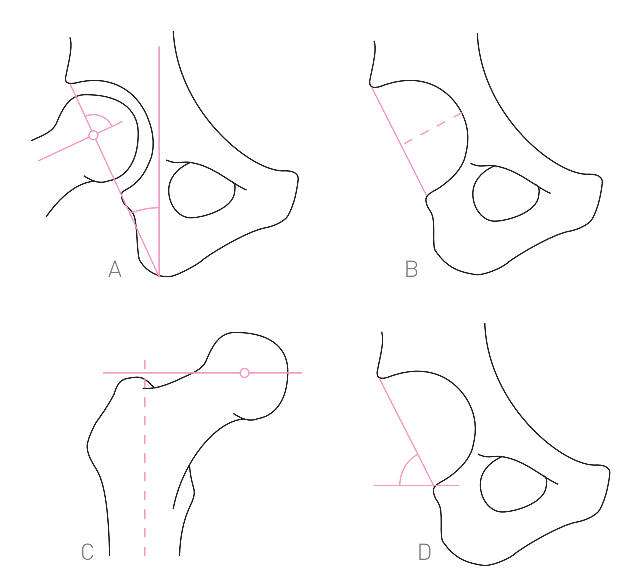


Figura 13-2. Ángulo de inclinación de entrada del acetábulo.

al nivel o por debajo de la *fovea capitis* (figura 13-2*C*). El vértice del trocánter mayor se encuentra al mismo nivel que el centro de la cabeza del fémur.

Ángulo de Sharp

Este ángulo está formado por la intersección de una línea horizontal que une el borde distal de ambas imágenes en gota (o en lágrima) de Köhler con otra línea que corresponde al plano de entrada del acetábulo (figura 13-2*D*). Es equivalente al plano de inclinación de entrada del acetábulo y corresponde con el índice acetabular del niño. Su valor normal es de 42°.

Ángulo de Wiberg

Se mide en la radiografía anteroposterior de la cadera; también se le conoce como ángulo de cobertura externa del acetábulo o ángulo C-E (*center-End of the roof*). Está formado por la intersección de una línea que parte del centro de la cabeza femoral y llega hasta el borde más externo del techo acetabular con la vertical. Es un ángulo que debe medir más de 25°. Disminuye en la displasia de la cadera (figura 13-1*B*). En la radiografía lateral recibe el nombre de ángulo de cobertura anterior de la cabeza femoral y está formado por la intersección de una línea vertical que pasa por el centro de la cabeza femoral con otra línea que parte de este último punto hacia el borde anterior del techo acetabular (figura 13-3*A*). Su valor normal es mayor de 25°. Debe sospecharse hipoplasia anterior acetabular cuando este ángulo es menor de 25°.

El ángulo de Wiberg es un índice de cobertura del acetábulo. En la transmisión de la presión vertical, la parte más importante del techo acetabular es la que cubre directamente la región craneal de la cabeza femoral. Tönnis (1976) afirma que si el acetábulo es una semiesfera, cabe cuestionarse cuánto de dicha semiesfera cubre directamente la periferia más craneal de la cabeza femoral. Con un ángulo de Wiberg de 36°, la cobertura del acetábulo es de 79%, mientras que con un ángulo de Wiberg de 31°, la cobertura es de 76%.

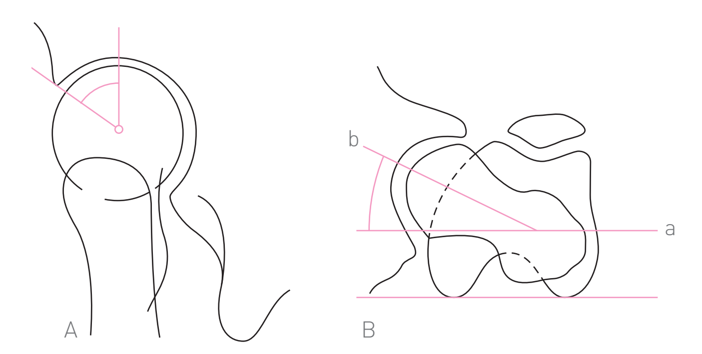


Figura 13-3. A, ángulo CE lateral. **B,** ángulo de antetorsión del cuello femoral.

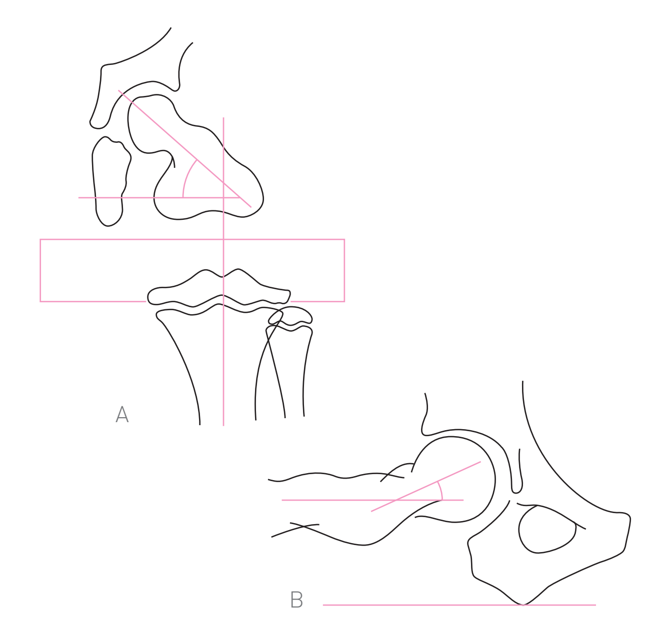


Figura 13-4. A, método de Budin y Chandler. **B,** ángulo cervicodiafisario lateral.

Ángulo de antetorsión del cuello femoral

Se obtiene en la radiografía axil (axial) del fémur y equivale al ángulo de declinación. Está formado por la intersección de un eje transversal a los cóndilos del fémur o eje transcondiloide (*a*) con el eje longitudinal del cuello femoral (*b*). Cuando hay dificultad para identificar el eje transcondíleo, se traza una línea tangencial al borde posterior de los cóndilos del fémur (figuras 13-3*B* y 13-4). En el cuadro 13-2 se presenta su valor en diferentes edades.

Método de Budin y Chandler

Se obtiene una radiografía de las caderas con el paciente sentado en el borde de la mesa y las rodillas en flexión de 90°. El haz de rayos X se proyecta en sentido axil a lo largo del muslo (proyección axil del fémur). El ángulo de anteversión del cuello femoral se forma con el eje del cuello femoral y con el eje transcondíleo; este último es parale-

Cuadro 13-2. Ángulo de antetorsión del cuello femoral.

Edad	Grados
0 a 12 meses	30 a 50
2 años	30
3 a 5 años	25
6 a 12 años	20
12 a 15 años	17
16 a 20 años	11
más de 20 años	8

lo al plano de la mesa, el cual a su vez es perpendicular al eje diafisario de la tibia (figura 13-4*A*). Los valores en diferentes edades se muestran en el cuadro 13-2.

Ángulo cervicodiafisario lateral

Ángulo formado por la intersección de una línea paralela al plano horizontal con el eje del cuello femoral; su valor normal es de 10° (figura 13-4*B*). Debido a que se acepta un error sistemático y a que el ángulo de anteversión del cuello femoral se mide con una precisión de 5°, existen las llamadas tablas de corrección, de las que se deducen los valores reales de dicho ángulo, así como del ángulo cervicodiafisario. Existen tablas de varios autores con muy pocas variaciones entre sí, por lo que se recomienda cualquiera de ellas, sobre todo las tablas de Müller, Rippstein y Lequesne (cuadros 13-3, 13-4 y 13-5). En la coordenada horizontal de estas tablas aparece el ángulo de anteversión proyectado (medido en la radiografía) y en la coordenada vertical el ángulo cervicodiafisario proyectado. La intersección de estas coordenadas proporciona el valor real ya corregido tanto del ángulo de anteversión (dígito superior) como del ángulo cervicodiafisario (dígito inferior). En el recuadro interior se encuentran los valores más confiables.

Cuadro 13-3. Tabla de Müller.

	5°	10°	15°	20°	25°	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	65°	70°	75°	80°
	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
100°	101	100	100	100	100	99	99	98	97	96	95	94	94	93	92	91
	5	9	15	20	25	31	35	41	46	51	56	60	65	70	75	80
105°	105	105	104	104	103	103	102	100	100	99	98	97	96	95	94	92
	5	10	16	21	27	32	36	42	47	52	56	61	66	71	76	80
110°	110	110	109	108	108	106	106	105	104	103	101	99	98	97	95	93
	5	10	16	21	27	32	37	43	48	52	57	62	67	71	76	81
115°	115	115	114	112	112	111	110	109	107	105	104	102	101	99	96	94
	6	11	16	22	28	33	38	44	49	53	58	63	68	72	77	81
120°	120	119	118	117	116	115	114	112	110	108	106	104	103	101	98	95
	6	11	17	23	28	34	39	44	50	54	58	63	68	72	77	81
125°	125	124	123	121	120	119	118	116	114	112	109	107	105	103	100	95
	6	12	18	24	29	35	40	46	51	55	60	64	69	73	78	82
130°	130	129	127	126	125	124	122	120	117	116	112	109	107	104	101	96
	7	13	19	25	31	36	42	47	52	56	61	65	70	74	78	82
135°	135	133	132	131	130	129	126	124	120	118	114	112	109	105	102	96
	7	13	20	27	32	38	44	49	53	58	63	67	71	75	79	83
140°	139	138	137	135	134	132	130	127	124	120	117	114	111	107	103	97
	8	14	21	28	34	40	45	50	55	59	64	68	72	75	79	83
145°	144	142	141	139	138	136	134	131	128	124	120	117	114	110	104	98
	8	15	22	29	35	42	47	52	56	61	65	69	73	76	80	84
150°	149	147	146	144	143	141	138	136	134	129	124	120	116	112	105	100
	9	17	24	32	38	44	50	54	58	63	67	71	74	77	81	84
155°	154	152	151	149	148	145	142	139	137	132	128	124	119	115	108	102
	10	18	27	34	44	46	52	57	61	65	69	73	76	79	82	85
160°	159	158	157	155	153	151	147	144	141	134	132	128	122	116	111	103
	13	22	31	39	47	53	57	62	67	69	73	76	78	81	83	86
165°	164	164	163	161	158	156	153	148	144	140	135	130	122	119	113	106
	15	27	37	46	53	58	63	67	70	73	76	78	80	83	84	87
170°	169	167	166	167	163	159	157	154	150	145	142	134	130	122	118	113

Cuadro 13-4. Tabla de Rippstein.

	Ángulo de anteversión proyectado															
	5°	10°	15°	20°	25°	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	65°	70°	75°	80°
	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
100°	101	100	100	100	100	98	99	97	96	96	94	94	94	93	92	91
	4	10	15	20	25	30	36	41	46	51	56	60	65	70	75	80
105°	105	105	104	104	103	103	102	101	100	99	99	97	96	95	94	92
	5	10	16	21	26	31	37	42	47	52	57	61	66	71	76	80
110°	110	110	109	108	108	107	106	105	104	103	101	100	98	97	95	93
	5	11	16	21	27	32	37	43	48	52	57	62	67	71	76	81
115°	115	115	114	112	112	111	110	109	107	105	104	102	101	99	96	94
	6	11	17	22	28	33	38	44	49	53	58	62	68	72	77	81
120°	120	119	118	117	116	115	114	112	110	108	106	104	103	101	98	95
	6	12	18	24	29	35	40	46	51	55	60	64	69	73	78	82
125°	125	124	123	121	120	119	118	116	114	112	109	106	105	103	100	96
	6	12	18	24	29	35	40	46	51	55	60	64	69	73	78	82
130°	130	129	127	126	125	124	122	120	117	115	112	109	107	104	101	96
	7	13	19	25	31	36	42	47	52	56	61	65	70	74	78	82
135°	134	133	132	131	130	129	126	123	120	118	114	112	109	105	102	98
	7	13	20	26	32	38	44	49	53	58	62	67	71	75	79	83
140°	139	138	137	135	134	132	130	127	124	120	116	115	111	107	103	100
	7	14	21	27	33	40	45	51	55	59	63	68	72	76	79	83
145°	144	143	142	139	138	136	134	131	128	124	119	117	114	110	101	101
	8	15	22	29	35	41	47	52	57	61	65	69	73	77	80	84
150°	149	147	146	144	143	141	138	135	133	129	124	120	116	112	106	102
	9	17	25	31	38	44	50	55	59	63	67	71	75	78	81	85
155°	154	153	151	149	148	146	142	139	136	132	128	124	119	115	108	103
	10	19	28	34	41	47	52	57	62	66	69	73	76	79	82	85
160°	159	158	157	154	153	151	147	144	140	136	132	128	122	117	111	105
	12	23	32	40	47	53	58	63	65	69	72	75	78	81	83	86
165°	164	164	161	159	158	156	153	149	144	140	135	130	126	110	113	106
	15	27	37	46	53	58	63	67	71	73	76	78	81	83	85	87
170°	169	168	166	164	162	159	157	154	150	145	141	134	129	122	116	109

Líneas de Köhler

Estas líneas son útiles para diagnosticar protrusión acetabular. La línea se traza desde el borde pélvico del ilíaco hasta el borde medio del cuerpo del isquion (o al borde lateral del agujero obturado). También se le denomina línea ilio-isquiática. En condiciones normales, el fondo del acetábulo no debe tocar dicha línea; cuando esto sucede o cuando el fondo del acetábulo sobrepasa dicha línea, esto corresponde a una displasia con protrusión, denominada protrusión acetabular (figura 13-5*B*).

Espacio articular de la cadera

Medición que se obtiene en una proyección oblicua de la cadera por medio de una línea que va del centro de la cabeza femoral al borde externo del acetábulo. Se traza otra línea que se extiende desde el centro de la cabeza femoral hasta el borde inferior del acetábulo (figura 13-5*A*). A continuación se miden los espacios articulares superior e inferior. El valor normal para el espacio superior es de 3 mm y para el espacio inferior de 4 mm. En la radiografía anteroposterior, el espacio debe medir aproximadamente 4 mm en toda su extensión.

Cuadro 13-5. Tabla de Lequesne.

Ángulo cervicodiafisario (CD) proyectado (radiografía anteroposterior)	CC Ángulo de anteversión proyectado (incidencia de Dunlap) AA									
	5°	**10°**	**15°**	**20°**	**25°**	**30°**	**35°**	**40°**	**45°**	**50°**
110°	5	10	16	21	27	32	36	42	47	52
	110	110	109	108	108	106	106	105	104	103
115°	5	10	16	21	27	32	37	43	48	52
	115	115	114	112	112	111	110	109	107	105
120°	6	11	16	22	28	33	38	44	49	53
	120	119	118	117	116	115	114	112	110	108
125°	6	11	17	23	28	34	39	44	50	54
	125	124	123	121	120	119	118	116	114	112
130°	6	12	18	24	29	35	40	46	51	55
	130	129	127	126	125	124	122	120	117	116
135°	7	13	19	25	31	36	42	47	52	56
	135	133	132	131	130	129	126	124	120	118
140°	7	13	20	27	32	38	44	49	53	58
	139	138	137	135	134	132	130	127	124	120
145°	8	14	21	28	34	40	45	50	55	59
	144	142	141	139	138	136	134	131	120	124
150°	8	15	22	29	35	42	47	52	56	61
	149	147	146	144	143	141	138	136	134	129

La *U* radiológica de Calot, o imagen en lágrima o en gota de Köhler

Imagen formada por el fondo posterior del acetábulo y la parte inferior de la pelvis. Su borde interno se encuentra por fuera de la línea ilioisquiática de Köhler. La imagen en cuestión es el punto de referencia de múltiples mediciones, sobre todo en la cadera de niños. Desaparece en los padecimientos neoplásicos osteolíticos y se altera en la displasia de la cadera (figura 13-5*B*).

Signo de De Sèze

También se le conoce como signo de impacto del cuello femoral. Es útil para identificar displasia de cadera. En condiciones normales, el eje del cuello del fémur incide en el punto más interno de la superficie articular del acetábulo o por debajo de él. Cuando pasa por arriba de dicho punto se trata de una displasia con subluxación (figura 13-5*C*).

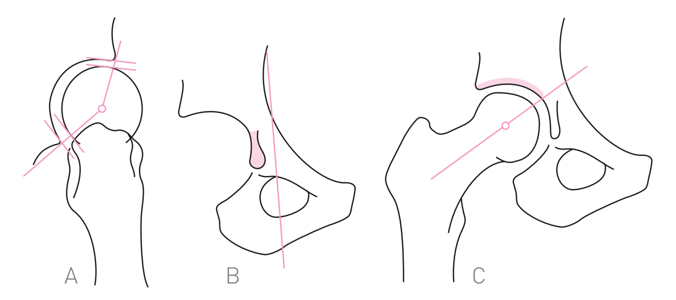


Figura 13-5. **A,** espacio articular. **B,** línea de Köhler e imagen en gota. **C,** signo de De Sèze.

Coxartrosis

Las formas clínicas de la coxartrosis son: 1) coxartrosis de la displasia o luxación, que se caracteriza por arco cervicoobturatriz roto (ver figura 14-3*B*) y signo de De Sèze positivo (el eje del cuello femoral pasa por arriba del punto más interno del techo acetabular). Esta forma clínica se caracteriza por insuficiencia acetabular y malformación femoral, 2) insuficiencia acetabular, que presenta alteraciones tales como déficit de la cobertura externa del acetábulo (disminución del ángulo de Wiberg a menos de 25°), aumento de la oblicuidad del acetábulo (ángulo acetabular mayor de 10°) e hipoplasia anterior en más de la mitad de los casos, por lo que el ángulo de Wiberg anterior es menor de 20° en la radiografía lateral, y 3) alteraciones femorales como coxa valga (aumento del ángulo cervicodiafisario a más de 40°) y aumento de la anteversión femoral (ángulo de la anteversión de 8 a 15°).

Al desarrollarse artrosis, se produce una disminución del espacio articular a menos de 4 mm.

Ángulo *ACM* de Idelberger y Frank

A fin de determinar el ángulo *ACM* se procede a dibujar el plano de entrada del acetábulo, que va desde el borde más

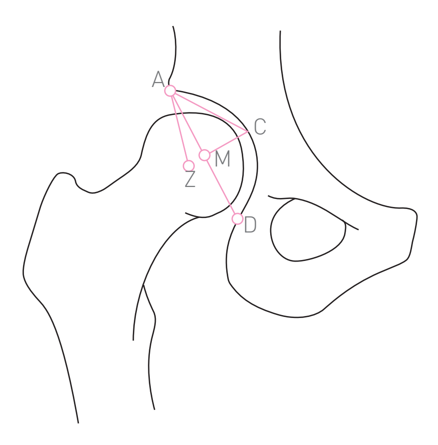


Figura 13-6. Ángulo *ACM*.

lateral del techo acetabular (punto *A*) (figura 13-6) hasta el borde más inferior del fondo del acetábulo (punto *D*). Se localiza la mitad de dicha línea (punto *M*) y desde ahí se traza una perpendicular hasta llegar al fondo del acetábulo (punto *C*); de esta manera se forma el ángulo *ACM* entre las líneas *CM* y *CA*.

El ángulo *ACM* de Idelberger y Frank es un índice de la formación o desarrollo del acetábulo. Con un ángulo de 45°, el acetábulo debería ser una semiesfera perfecta, mientras que con un ángulo de 50° el acetábulo representa sólo 80% de una esfera.

Distancia MZ

Espacio existente desde el punto *M*, que es el punto medio del plano de entrada del acetábulo, al punto *Z*, que es el centro geométrico de la cabeza femoral. Representa la descentralización del punto *M* en relación con el centro de la cabeza femoral (figura 13-6). La distancia *MZ* es un índice del grado de descentralización y representa la distancia entre los centros del acetábulo y la cabeza.

En una cadera con un ángulo *ACM* de 45°, los dos centros deberían estar en el mismo punto. A medida que dichos centros se separan, la distancia *MZ* representa un índice o expresión de subluxación.

Calificación de la cadera de Tönnis

Con los datos referidos, este autor da una calificación a la articulación de la cadera, la cual se obtiene al sumar *A* más *B* más *C* más 10, donde:

A = 3 *ACM* - valor *ACM*/desviación estándar de *ACM*

B = 3 valor del ángulo *CE-CE*/desviación estándar de

CEC = 3 *MZ* - valor de *MZ*/desviación estándar de *MZ*

Tönnis también elabora un nomograma muy útil para determinar la calificación de la cadera de los 21 a los 50 años.

Coxartrosis de la protrusión acetabular

Malformación inversa de la cadera luxada, también denominada protrusión del acetábulo en la pelvis, desviación acetabular centrípeta, pelvis coxartrolistética, pelvis de Otto, artrocatádisis y pelvis de Otto-Chroback. Este padecimiento fue descrito en 1824 por Otto como indicación de la artritis gotosa. Se caracteriza por la penetración de la cabeza femoral al fondo del acetábulo, hasta llegar al interior de la pelvis. La protrusión acetabular puede ser primaria o secundaria a traumatismos, enfermedad de Paget, tumores óseos, tabes, osteomalacia, osteoporosis y coxitis infecciosas y reumáticas.

La forma primaria probablemente se deba a una displasia del cartílago en *Y*. Los cambios radiográficos se detectan en una radiografía anteroposterior. Entre estos cambios se encuentra la protrusión acetabular, la coxa profunda y el *cotilo approfondi*.

Protrusión acetabular

La línea del fondo del acetábulo sobrepasa la línea innominada y la línea ilioisquiática. La cabeza femoral sobrepasa la línea ilioisquiática (figura 13-7*A*).

Coxa profunda

La línea del fondo del acetábulo está por dentro de la línea ilioisquiática. La cabeza del fémur se encuentra en contacto con dicha línea (figura 13-7*B*).

Cotilo approfondi

El fondo del acetábulo sobrepasa la línea ilioisquiática. La cabeza del fémur se encuentra en posición normal (figura 13-7*C*).

Método de Sotelo-Garza y Charnley

Método que toma como referencia la distancia que existe entre la pared medial del acetábulo y la línea iliopectí-

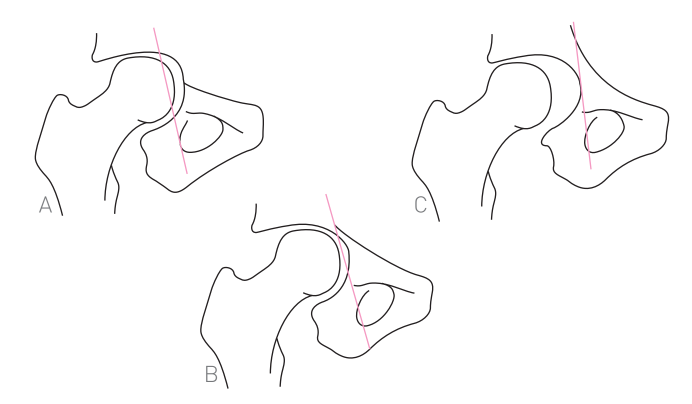


Figura 13-7. A, protrusión acetabular. **B,** coxa profunda. **C,** *cotilo approfondi*.

nea (figura 13-8). Estos autores señalan que la protrusión acetabular es de grado 1 cuando la protrusión es ligera (5 mm), de grado 2 cuando la protrusión es moderada (6 a 15 mm), y de grado 3 cuando la protrusión es grave (más de 15 mm). Si la línea iliopectínea se ha borrado, sobre todo en estadios avanzados, se traza una línea curva que continúe el perfil de la línea innominada hasta terminar en el borde superior de la rama iliopúbica (figura 13-8).

Munuera (1989) afirmó que la progresión de la cabeza femoral también puede medirse con el ángulo de Wiberg, sobre todo con la distancia desde el centro de la cabeza femoral a la línea de Köhler, es decir, la línea que va del borde interno del ilíaco al borde medial del isquion. Así, se puede medir la velocidad de progresión o de emigración de la cabeza femoral, que se estima en 2.5 mm por año. El ángulo cervicoobturatriz se rompe y el diámetro de la cabeza femoral queda dentro del acetábulo. La distancia del acetábulo a la cresta ilíaca disminuye.

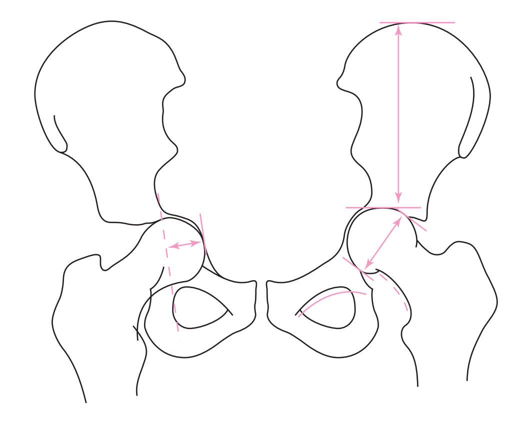


Figura 13-8. Método de Sotelo-Garza y Charnley.

Fracturas del cuello del fémur

Clasificación de Pauwells

Se basa en la orientación que tiene el trazo de fractura en relación con la horizontal, al considerar que mientras más esté la fractura en posición vertical, menos estable será y, por tanto, de peor pronóstico. Se considera de grado 1 cuando el plano de la fractura forma, con la horizontal, un ángulo no mayor de 30° (figura 13-9); de grado 2 cuando el ángulo está entre 30 y 50° (figura 13-9), y de grado 3 cuando el ángulo es mayor de 70° .

En las fracturas de grado 1, la resultante del esquema de Pauwells (no considerado aquí) somete a las superficies fracturadas a una compresión uniforme. En las fracturas de grado 2, la compresión se produce únicamente en la parte inferior de la fractura. En las fracturas de grado 3 se producen solicitaciones en cizallamiento, por lo que son las más inestables.

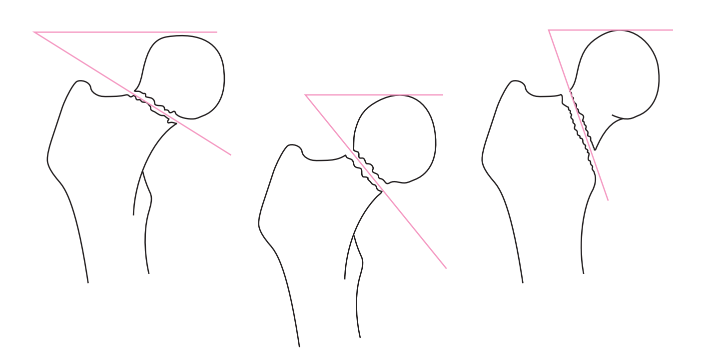


Figura 13-9. Clasificación de Pauwells.

Ángulo *ABC*

El ángulo ABC está formado por la intersección de la línea que va del centro de la cabeza femoral (*A*) hasta el punto medio del trazo de la fractura subcapital del fémur (*B*), con la línea que parte de este último punto hacia el punto *C*, situado en la base del trocánter mayor (figura 13-10*A*). Este ángulo también se conoce como triángulo WIG (de Western Infirmary Glasgow). Cuando se encuentra entre 140 a 150°, la reducción de la fractura subcapital del fémur se considera adecuada, estable y con todas las posibilidades de consolidación. Si mide menos de 140°, la reducción de la fractura será en valgo. Si mide más de 150°, la reducción de la fractura estará en varo. Este ángulo representa el desalojamiento en sentido cefálico o en sentido caudal del fragmento distal en relación con el proximal.

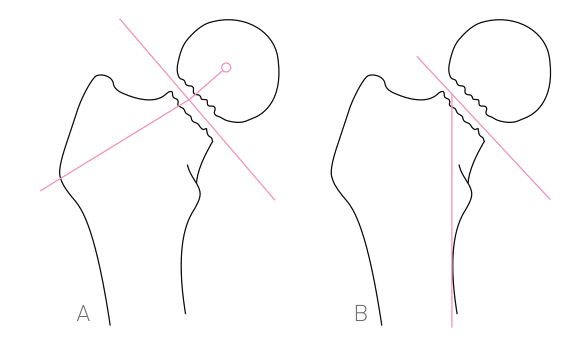


Figura 13-10. **A,** ángulo *ABC*. **B,** ángulo de cizallamiento.

Relación *CB:AB*

Los lados que constituyen el triángulo ABC (*WIG*) forman las líneas de esta relación. La línea *CB* se extiende desde el punto medio del trazo de la fractura hasta el punto inferior del trocánter mayor. La línea *AB* va del centro de la cabeza femoral hasta el punto medio de la fractura. La relación se establece como *CB/AB*. Esta relación representa únicamente el nivel de situación de la fractura del cuello; si es mayor de 5.5 representa una fractura subcapital alta; si es de 3.4 a 5.5 constituye una fractura subcapital media, y si es menor de 3.5 corresponde a una fractura subcapital baja.

Ángulo de cizallamiento

Está formado por la intersección de la línea o plano de la fractura subcapital con la cortical medial de la diáfisis del fémur, la que se representa mediante una línea paralela a dicha cortical (figura 13-10*B*). Este ángulo tiene utilidad semejante al de Pauwells.

Índice de alineación y ángulos de Garden

El ángulo de Garden (1974) es útil para determinar o evaluar la buena reducción (en los dos planos) de las fracturas cervicales del fémur. En la radiografía anteroposterior de la cadera (después de haber efectuado la reducción y, si se quiere, la fijación de la fractura del cuello femoral) se mide el ángulo formado por las trabéculas mediales de la cabeza, es decir, el trazo de la línea que se dibuja debe seguir la orientación de las trabéculas del área central de la cabeza, la que al intersecarse con la línea del eje diafisario del fémur forma el ángulo de Garden (figura 13-11).

Este ángulo refleja la posición del fragmento proximal con respecto al valgo o varo. En la radiografía lateral también se mide el ángulo formado por los ejes de la cabeza y del cuello femorales. El índice de alineación perfecto (y por ende, el de la reducción de la fractura) es de 160/180. El ángulo de Garden (anteroposterior) tiene valores mayores de 70° si la fractura está en valgo, de 160 a 169° si la reducción fue adecuada, y menores de 160° si la fractura está en varo.

Ángulo lateral

Se mide en la radiografía lateral y está formado por la intersección de una línea que va desde el centro de la cabeza del fémur hasta el punto medio o equidistante del trazo de fractura, con otra línea que es la prolongación del eje del cuello femoral. Dicho ángulo indica la inclinación anterior o posterior de la cabeza sobre el cuello (figura 13-11*B*), según se desplace la fractura.

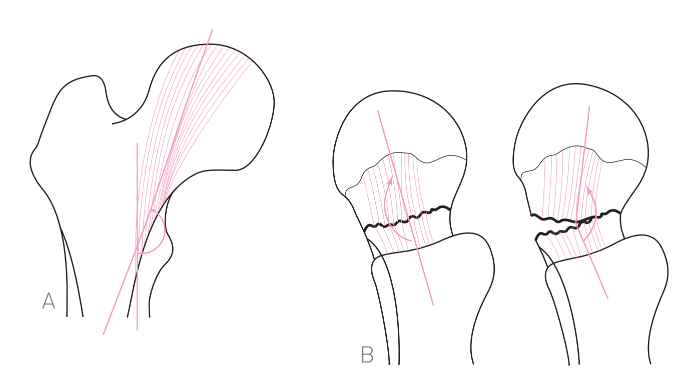


Figura 13-11. Índice de alineación de Garden.

Artroplastia total de la cadera

El principal objetivo de una prótesis total de cadera es proporcionar estabilidad y movilidad normal, entre otros. Esto sólo se logra mediante la colocación de una cadera artificial, lo más biomecánica y anatómicamente semejante a la articulación normal de la cadera. En la actualidad son innumerables las prótesis que existen en el mercado, por lo que para cada una de ellas se han construido mediciones y angulaciones propias. Se mencionan inicialmente los requisitos comunes a la generalidad de las prótesis y después se citan algunas mediciones y sus métodos para cierto tipo de prótesis.

Desde el punto de vista radiográfico, los factores que deben valorarse después de hacer una artroplastia total de la cadera se detallan a continuación.

Plano de entrada del acetábulo

Llamado también ángulo de inclinación del componente acetabular, se obtiene al prolongar el eje mayor de la elipse metálica de la copa acetabular, el cual se interseca con la línea media del cuerpo para formar un ángulo de 45° (figura 13-12*B*). El componente acetabular debe quedar justamente por arriba de la *U* radiológica de Calot y por fuera de la línea biisquiática de Köhler.

Ángulo de anteversión del componente acetabular

Se valora por el anillo metálico de referencia del componente acetabular, que en la radiografía anteroposterior adopta la forma de una elipse. Su eje menor, es decir, la distancia entre la parte media (más ancha) de la elipse, que es perpendicular a su eje mayor, debe medir 10 mm, lo que equivale a 12° de anteversión. Frot y Duparc calculan este ángulo de anteversión mediante la siguiente fórmula:

$$\text{sen } x = \text{eje menor/eje mayor}$$

Esta fórmula representa la anteversión de la copa acetabular con el plano frontal, mientras que la siguiente fórmula indica la anteversión con el plano frontal de la pelvis:

$$\text{sen } x' = \text{eje menor/eje mayor}$$

Componente femoral

1. El centro de la cabeza del fémur debe estar a la misma distancia de la línea media que el del lado opuesto. Reconstrucción del arco cervicoobturatriz. El eje longitudinal del vástago debe ser paralelo o en valgo discreto al eje longitudinal de la diáfisis del fémur.
2. El cuello de la prótesis debe apoyarse en el espolón de Merckel. La parte media del vástago de la prótesis

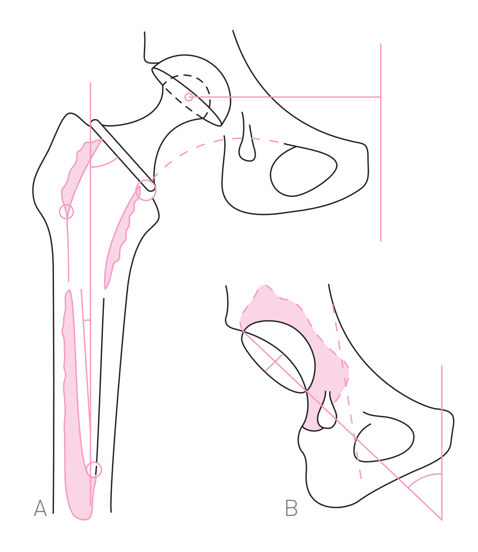


Figura 13-12. Plano de entrada del acetábulo.

debe apoyarse en la cortical externa y la punta del vástago debe estar apoyada en la cortical medial (figura 13-12*A*).

3. La osteotomía del cuello del fémur debe formar un ángulo de 45° con el eje diafisario y, por ende, el cuello de la prótesis también debe formar un ángulo de 45° con el eje del fémur.
4. El centro de la cabeza de la prótesis femoral debe estar al mismo nivel que el centro de la cabeza femoral del lado opuesto (línea intercefálica) (figura 13-12*A*).
5. El vértice del trocánter mayor debe quedar al mismo nivel que el centro de la cabeza de la prótesis o un poco por debajo de él.
6. La línea intertrocantérica menor (la que une ambos trocánteres menores) debe ser tangencial a los dos isquiones (es decir, debe inscribirse en el mismo plano o coincidir con la línea isquiática).
7. La posición vertical de la cabeza femoral se mide desde el centro de la misma femoral hasta la línea isquiática.

El ángulo del cuello de la prótesis con el eje diafisario del fémur se mide en la radiografía lateral (figura 13-13).

Para valorar la situación horizontal del acetábulo se traza una línea vertical tangente al borde medial del compo-

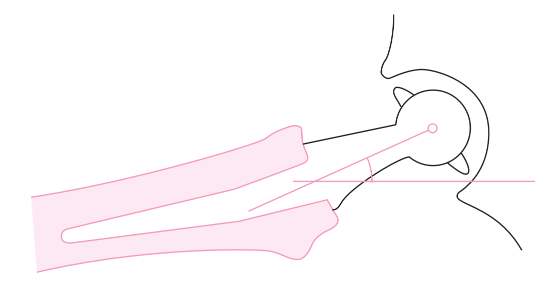


Figura 13-13. Anteversión de la prótesis femoral.

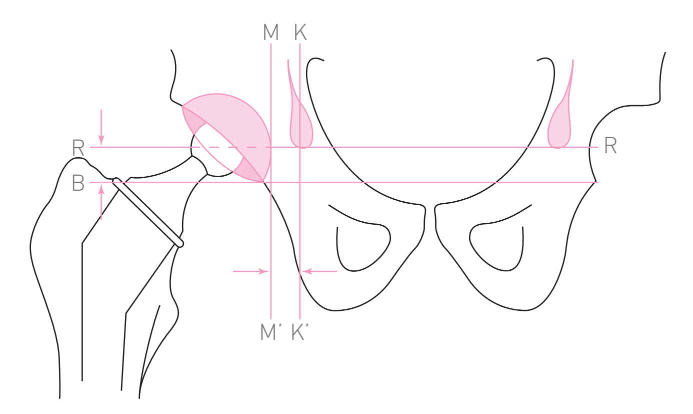


Figura 13-14. Ángulo del cuello de la prótesis con el eje diafisario y situación horizontal del acetábulo.

nente acetabular (*MM'*) (figura 13-14), así como otra línea paralela a esta última, que pase por el eje vertical de la imagen en gota (*KK'*). La distancia entre estas dos líneas es la posición horizontal. La posición vertical se determina al trazar una línea horizontal que pase por el centro de la cabeza femoral de la prótesis y sea tangente a los bordes inferiores de ambas imágenes en gota (*RR'*), así como otra línea paralela a la anterior que pase por debajo del borde inferior del componente acetabular (línea *B*). La distancia entre estas dos líneas horizontales determina la posición vertical del componente acetabular; la disminución de dichas distancias sugiere aflojamiento del componente acetabular.

Según Frot-Duparc y Müller, los valores normales que deben obtenerse después de haber realizado una artroplastia total de cadera son un ángulo de inclinación de 45 a 55°, un ángulo de anteversión de 19 a 26° y una profundidad de 0.71. Según Müller, la anteversión debe ser de 10 a 15° (menor de 10° es insuficiente; mayor de 15° es acentuada), el ángulo de cobertura de 35 a 55° (menor de 34° indica situación vertical; mayor de 55° indica situación horizontal), y la distancia que va del vértice del trocánter mayor hasta el centro de la cabeza de la prótesis debe pasar discretamente por debajo del centro de la cabeza para ser considerada óptima (1 cm por arriba es aceptable, más de 1 cm por arriba se considera alto, y más de 1 cm por debajo se considera bajo).

Cuando la prótesis queda colocada muy abajo, el vértice del trocánter mayor queda por arriba del centro de la cabeza de la prótesis, lo que produce relajamiento de la musculatura pelvitrocantérica y del psoas ilíaco. Este relajamiento muscular se conoce como efecto de Voss (1956), el cual se presenta de manera paulatina. El efecto de Voss disminuye la resultante de las fuerzas de presión sobre la cadera. Con frecuencia se escucha la expresión “efecto Voss positivo o negativo”, lo cual es totalmente erróneo.

Prótesis total de Müller

En estas prótesis se traza la línea isquiática (figura 13-15) que une ambos trocánteres menores y es tangencial a los

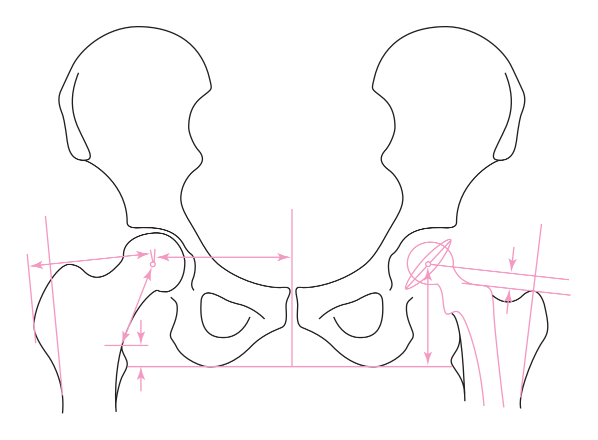


Figura 13-15. Línea isquiática.

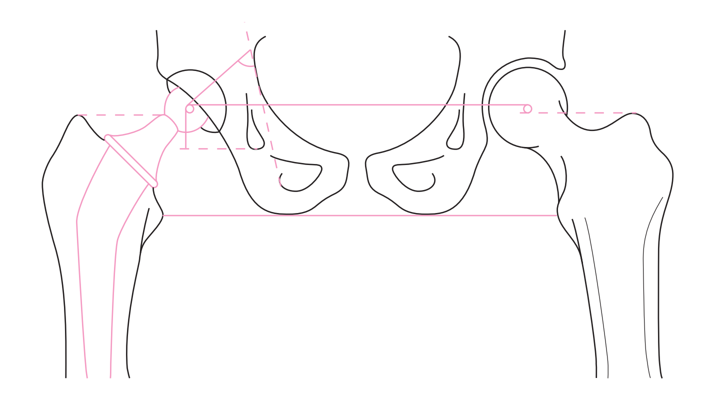


Figura 13-16. Método de Yoder.

isquiones. Se traza una línea perpendicular que pase por el eje longitudinal del sacro y en medio de la sínfisis del pubis y se traza otra línea que prolongue la cortical lateral de la diáfisis del fémur. Con dichas líneas como referencia, se determina la posición vertical de la prótesis mediante una línea vertical paralela a la línea media, que va desde el centro de la cabeza de la prótesis a la línea isquiática. La centralización de la cabeza femoral protésica se mide con la línea perpendicular a la línea media, al centro de la cabeza de la prótesis. La distancia del centro de la cabeza femoral al punto donde se inicia el trocánter menor mide la longitud del cuello femoral. La diferencia en la longitud de los miembros pélvicos se determina al comparar la distancia desde el sitio donde se inicia el trocánter menor a la línea isquiática en ambas caderas. La situación del trocánter mayor con respecto al centro de la cabeza femoral se mide con la distancia que existe entre dicho centro y la línea que prolonga la cortical lateral de la diáfisis femoral. La posición lateral del trocánter mayor con respecto a la línea media se determina por las sumas de *B* y *E*. La posición vertical del trocánter mayor con respecto al centro de la cabeza de la prótesis se mide con la distancia que hay entre dos líneas perpendiculares a la línea de la cortical lateral; una de ellas pasa por el centro de la cabeza protésica y la otra por el vértice del trocánter mayor. El ángulo de la copa acetabular en el plano frontal está formado por la intersección de la línea isquiática con la prolongación del eje mayor de la elipse del alambre marcador.

Método de Yoder

Yoder y colaboradores (1986) valoraron la posición del componente acetabular mediante la distancia perpendicular desde el centro de rotación de la prótesis a una línea horizontal (*a*) dibujada en forma tangencial a las imágenes en gota de Köhler (figura 13-16), o bien por el ángulo superior de los agujeros obturados. A esta medición se le llama altura de la copa acetabular.

La distancia desde el vértice de la imagen en gota a la vertical previamente descrita representa la distancia horizontal de la copa (*b*). La medición del calcar femoral se determina por la distancia que hay desde el borde más medial del cuello de la prótesis hasta el sitio donde se inicia el trocánter menor; se utiliza para valorar el hundimiento del componente (figura 13-17).

Estabilidad de la copa acetabular

Una de las principales preocupaciones del cirujano ortopédico al hacer una artroplastia total de la cadera es el eventual aflojamiento de los componentes. Se ha publicado una extensa bibliografía en la que pueden encontrarse muchos métodos para determinar la inestabilidad, el desgaste y el aflojamiento de una prótesis.

La característica del aflojamiento de un componente es la aparición de líneas radiotransparentes en la interfase hueso-cemento. En el posoperatorio inmediato pueden encontrarse líneas radiotransparentes hasta de 2 mm, lo que se ha considerado como frecuente hasta en 48% de los casos a los 6 meses del posoperatorio (Munuera, 1989). Una medición de más de 2 mm en la interfase hueso-cemento indica que la prótesis no es estable.

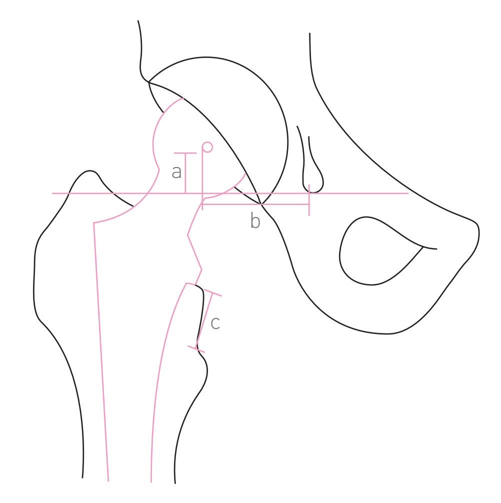


Figura 13-17. Hundimiento del componente.

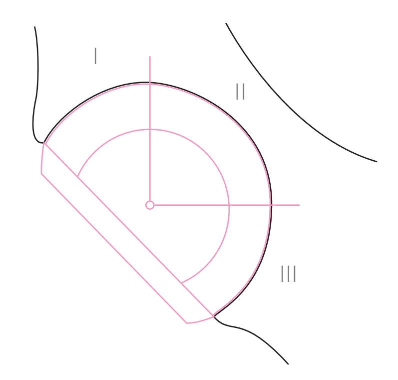


Figura 13-18. Zonas de DeLee y Charnley.

A continuación se describen algunos de los métodos más usuales para valorar la inestabilidad de las prótesis.

Zonas de DeLee y Charnley (1976). Estos autores dividieron la periferia del componente acetabular en tres zonas (figura 13-18), delimitadas por una línea vertical que parte del centro de la cabeza femoral en sentido craneal y por otra línea perpendicular (horizontal) que se dibuja desde el centro de la cabeza femoral hasta cruzar el componente acetabular. De esta manera se establecen las tres zonas. La tipo I o zona superoexterna está comprendida entre la línea vertical que parte desde el centro de la cabeza femoral hasta el borde más exterior del techo acetabular. La tipo II o zona intermedia está comprendida entre las dos líneas mencionadas; una parte corresponde al techo acetabular y otra al fondo del mismo. La tipo III o zona inferomedial corresponde a la parte más baja del fondo acetabular. DeLee y Charnley las llaman zonas de demarcación radiológica.

Estos autores clasifican a las líneas radiotransparentes en cuatro grupos: aquellas que miden menos de 0.5 mm, las que miden menos de 1 mm, las que miden menos de 1.5 mm y las que miden más de 1.5 milímetros.

La figura 13-19 ilustra una penetración del componente acetabular en la zona 1 en sentido craneal, con la consiguiente aparición de un espacio radiotransparente en las zonas 2 y 3.

Ángulo de inclinación del componente acetabular. El cambio del ángulo de inclinación del componente acetabular indica la movilización del componente (figura 13-20). Cuando el ángulo mide entre 40 y 50°, la posición del componente es neutra; menos de 40° indica una posición horizontal, mientras que más de 50° indica que el componente está en posición vertical.

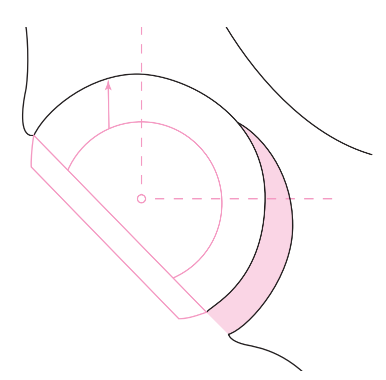


Figura 13-19. Penetración del componente acetabular en la zona I en sentido craneal.

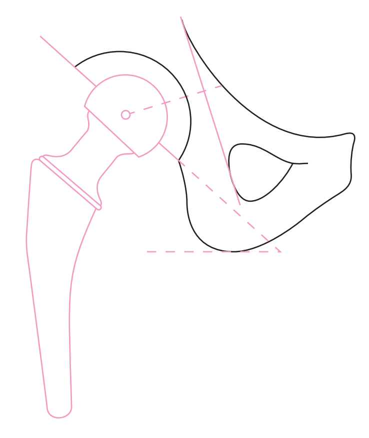


Figura 13-20. Movilización del componente y línea de Köhler.

Migración medial del componente acetabular. Distancia centro de la cabeza femoral-línea de Köhler. Se valora con la distancia que va del centro de la cabeza femoral en sentido perpendicular a la línea de Köhler (figura 13-20). Ya se mencionó que la línea de Köhler se traza desde el borde medial del ilíaco al borde medial del isquion. Cuando la cabeza llega a la línea de Köhler, se trata de una protrusión acetabular. Se considera como límite normal una distancia entre 25 y 35 mm. Valores inferiores a los mencionados corresponden a una prótesis con protrusión.

Ángulo de Wiberg. Este ángulo aumenta en forma importante en la protrusión acetabular. Mide la cobertura de la cúpula por el techo acetabular. Los valores menores de 40° corresponden a una cúpula mal cubierta por el techo cotiloideo. La cobertura es normal cuando mide entre 41 y 60°, mientras que ángulos mayores de 60° indican protrusión acetabular (Munuera y Cimbrelo, 1989).

Desalojamiento vertical de la copa acetabular. Se valora al medir la distancia entre dos líneas horizontales (figura 13-21): una que es tangencial al borde inferior del componente acetabular y otra que es tangencial al borde superior del agujero obturado o al borde inferior de la rama iliopúbica.

Tipos de inestabilidad de DeLee. La inestabilidad de tipo 1 es la más común; en ella aparecen líneas radiotransparentes antes de los 10 años de la intervención. La inestabilidad de tipo 2 es aquella en que las líneas aparecen después de los 10 años de la intervención.

Los principales factores de riesgo que comprometen o predisponen a inestabilidad del implante son calidad ósea deficiente del hueso subcondral y colocación de la cúpula en posición vertical con un ángulo acetabular de 50°.

Componente femoral. Zonas de Gruen y colaboradores (1979). Estos autores dividieron al componente femoral

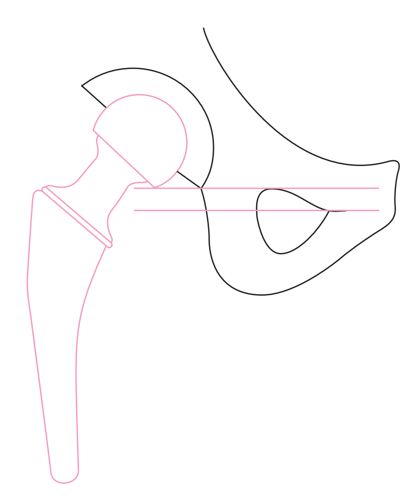


Figura 13-21. Desalojamiento vertical de la copa acetabular.

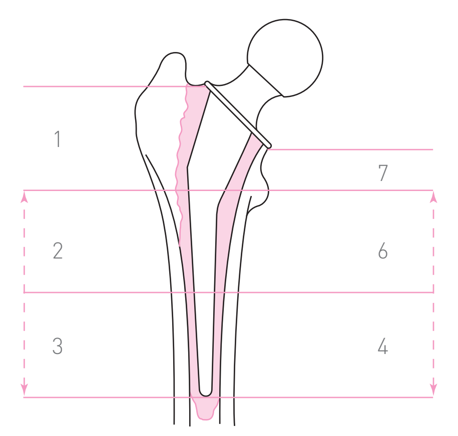


Figura 13-22. Zonas de Gruen.

en siete zonas periféricas para la detección de líneas radiotransparentes. El método (figura 13-22) consiste en trazar una línea horizontal que pase por el borde superoexterno del cuello de la prótesis femoral; después se traza otra línea, también horizontal, al nivel del borde inferomedial del cuello de la prótesis. Se dibuja otra línea paralela a las anteriores, que pase por el vértice del trocánter menor. Después se dibuja otra línea horizontal al nivel de la punta del vástago femoral; finalmente se traza una línea horizontal en la distancia media entre estas dos últimas líneas.

De esta forma se delimitan siete zonas que se enumeran en sentido contrario al de las manecillas del reloj, y son las siguientes:

- Zona 1. Corresponde a la región del trocánter mayor.
- Zona 2. Corresponde a la cortical lateral de la región subtrocantérica.
- Zona 3. Corresponde a la cortical lateral de la diáfisis del fémur, en donde queda la mitad distal del vástago femoral.
- Zona 4. Región de la diáfisis del fémur que queda en posición distal a la punta del vástago femoral.
- Zona 5. Región de la cortical medial al nivel de la mitad distal del vástago de la prótesis.
- Zona 6. Región subtrocantérica en la cortical medial.
- Zona 7. Corresponde a la región del calcar femoral.

Hundimiento del componente femoral. Se valora al trazar una línea horizontal que pase por el borde superior del calcar femoral, así como otra línea paralela que pase por el sitio donde se inicia el trocánter menor. La distancia entre estas dos líneas mide el hundimiento de la prótesis por el colapso que se produce al nivel del calcar (figura 13-23).

Zonas de Johnston. Johnston y colaboradores (1990), además de las siete zonas de Gruen, agregaron siete zonas más en una radiografía lateral, utilizando los mismos criterios. Estas zonas son las siguientes (figura 13-24):

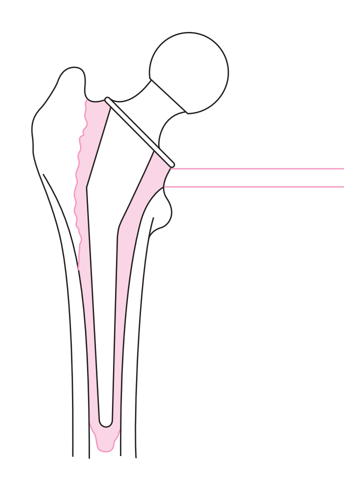


Figura 13-23. Hundimiento de la prótesis por colapso al nivel del calcar.

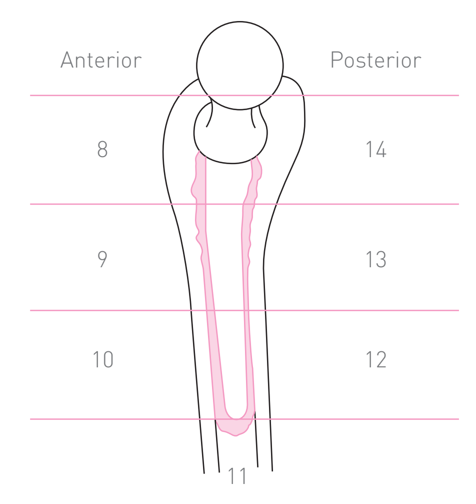


Figura 13-24. Zonas de Johnston.

- Zona 8. Región trocantérica anterior.
- Zona 9. Región subtrocantérica anterior.
- Zona 10. Región anterior de la diáfisis femoral.

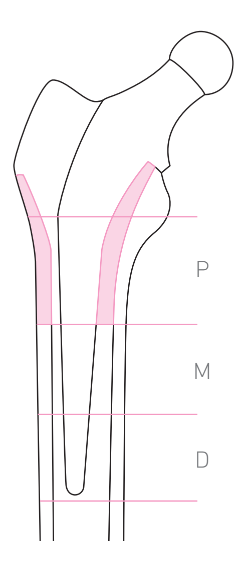


Figura 13-25. Zonas de Kobayashi.

- Zona 11. Región que queda por debajo del vástago femoral.
- Zona 12. Región posterior de la diáfisis femoral.
- Zona 13. Región subtrocantérica posterior.
- Zona 14. Región trocantérica posterior.

Método de Kobayashi. Kobayashi y colaboradores (1996) dividieron la diáfisis femoral en tres regiones: 1) región medial del cuello femoral y del calcar femoral; 2) región de la mitad proximal del vástago femoral, y 3) la que se encuentra alrededor del tercio distal del vástago femoral (figura 13-25).

Método de Salvati. Salvati y colaboradores (1976) dividieron la periferia del componente acetabular en cuatro zonas, modificando el método de Gruen. La zona II de DeLee se divide mediante la bisectriz de las líneas vertical y horizontal, con lo que se tienen cuatro zonas. La zona I corresponde a la I de DeLee, la II comprende la mitad del techo acetabular, la III corresponde al fondo del acetábulo y la IV corresponde a la zona III de DeLee (figura 13-26).

En cuanto al componente femoral, lo dividen en tres áreas, es decir, superior, media y distal. Para obtenerlas se procede a trazar una línea que pase por el borde inferior de ambos trocánteres, después se traza otra línea en la distancia media de la longitud del vástago femoral, con lo que se consiguen las áreas mencionadas.

Krugluger y Eyb (1993). Estos autores añadieron tres zonas más para la radiografía lateral del componente acetabular. Para obtenerlas se traza una línea que parte del centro de la cabeza protésica femoral (dirigida hacia arriba y hacia adelante) y que pasa por el ángulo antero-superior del componente acetabular (figura 13-27). Después se traza otra línea desde el centro de la cabeza femoral hasta el ángulo posterosuperior. De esta manera quedan delimitadas tres zonas para el componente acetabular, es decir, la zona IV, que equivale a la parte anterior del componente femoral; la zona V, que queda por arriba del componente acetabular, y la zona VI, posterior al componente acetabular.

Clasificación de inestabilidad de Krugluger y Eyb. La prótesis se considera estable si la línea esclerótica no presenta radiotransparencia o hay líneas de radiotransparencia hasta de 1 mm en una zona. Se considera que hay aflojamiento posible o temprano si se presenta pérdida de la visibilidad de la cuerda del componente acetabular en dos zonas o de más de 2 mm. Se considera que hay aflojamiento probable o avanzado si se presenta pérdida de la visibilidad de la cuerda en dos o más zonas o radiotransparencia en dos o más zonas, con más de 2 mm de defectos osteolíticos caudales. Se considera que hay aflojamiento definitivo si además de los hallazgos del aflojamiento probable hay posición cambiante de la prótesis.

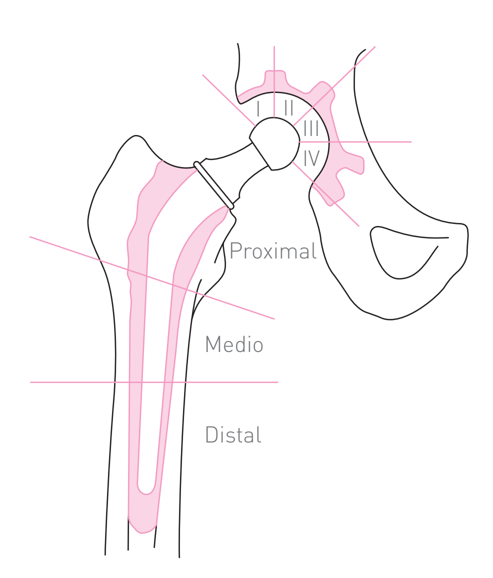


Figura 13-26. Zonas de Salvati.

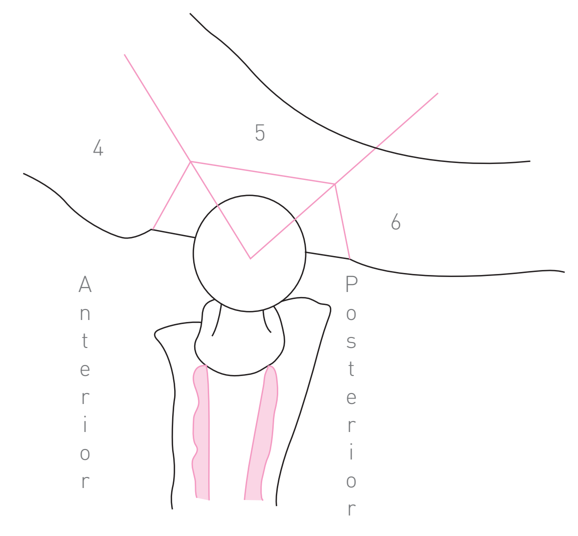


Figura 13-27. Zonas de Krugluger y Eyb.

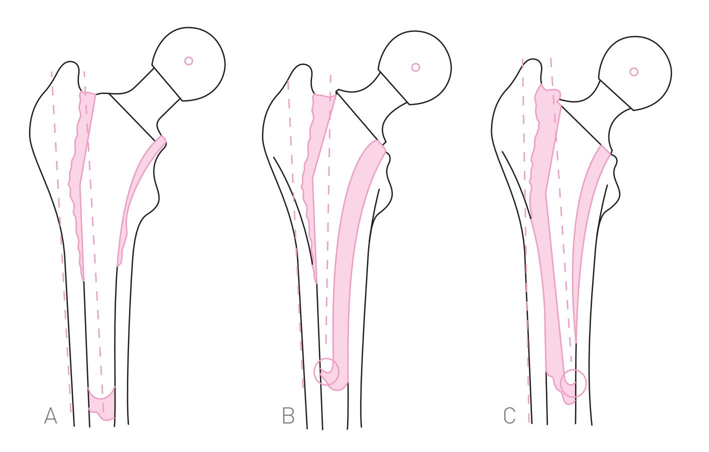


Figura 13-28. A, posición neutra. B, valgo. C, varo.

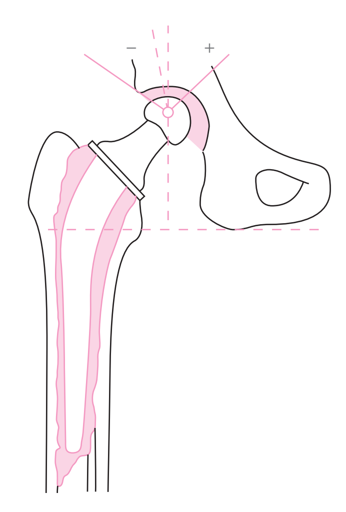


Figura 13-30. Vertical en el método de Griffith.

El eje del vástago del componente femoral debe ser paralelo a la cortical lateral del fémur (figura 13-28*A*). Si el vástago está inclinado hacia afuera, con la punta apoyada en la cortical lateral, se forma un ángulo distal con el eje diafisario y la prótesis está en valgo (figura 13-28*B*), mientras que si el vástago se encuentra inclinado hacia adentro, con la punta apoyada en la cortical medial, se forma un ángulo proximal con el eje diafisario y la prótesis está en varo (figura 13-28*C*).

Método de Griffith (1978). Útil para determinar el desgaste del componente acetabular. Consiste en localizar el centro de la cabeza femoral protésica mediante los círculos de Mose, con incrementos de 1 mm. Griffith y colaboradores utilizan un compás o un calibrador para localizar el punto *A* (figura 13-29), que está en la distancia más corta desde el centro de la cabeza femoral (punto *O*). El punto *A* es considerado como el sitio de máximo desgaste y la distancia *AA'* denota la zona más desgastada del componente acetabular.

La dirección del desgaste se relaciona con la vertical (figura 13-30) mediante una línea que pasa por el centro de la cabeza femoral protésica, que es perpendicular a la línea horizontal que pasa por el borde inferior del isquion. Si la dirección del desgaste es lateral a la línea vertical, se asigna un valor negativo al ángulo formado por la línea vertical y por la distancia *AO*; si la dirección es medial a la vertical, el valor del ángulo es positivo.

Se mide la distancia que hay desde el borde lateral del componente acetabular hasta la línea *AA'* (figura 13-31*A*). El grosor de la copa acetabular (distancia *a*) también se mide. Si se conocen las dimensiones reales del componente acetabular, se puede proceder a calcular el factor de magnificación mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Factor de corrección} = \frac{\text{diámetro real del implante}}{\text{diámetro radiográfico}}$$

Se considera como diámetro real al diámetro conocido y como radiográfico al aparente.

Otra forma de calcular el desgaste requiere de la medición de las distancias existentes del centro de la cabeza femoral al sitio más próximo o de mayor desgaste (figura 13-31*B*) del componente acetabular (*b*) y al sitio más alejado del mismo (*a*). Se determina de la siguiente manera:

$$\frac{a - b}{2}$$

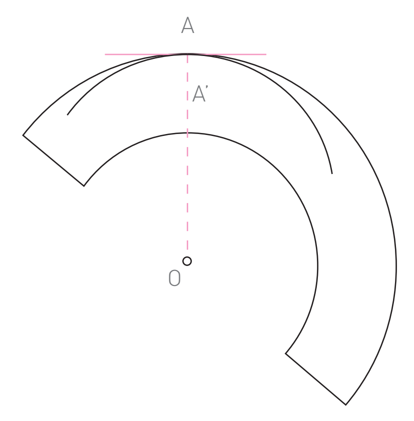


Figura 13-29. Punto A del método de Griffith.

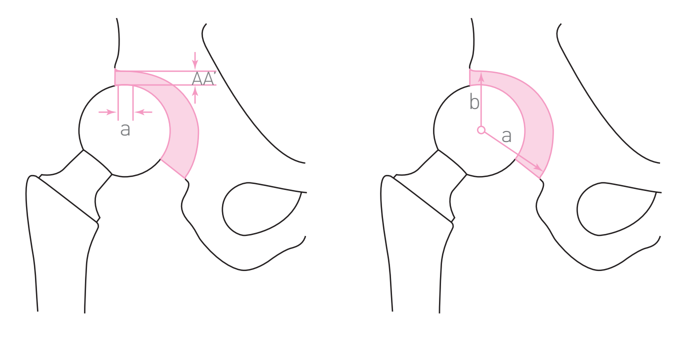


Figura 13-31. Distancia desde el borde lateral del componente acetabular hasta la línea *AA'* y sitio de mayor desgaste.

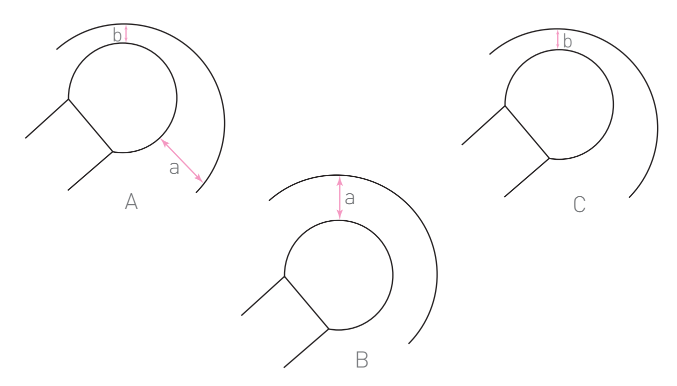


Figura 13-32. Distancia entre el componente acetabular y el femoral.

Método de Charnley y Halley (1975). Consiste en comparar la anchura o calibre del componente acetabular de una radiografía reciente con el control radiográfico posoperatorio. El cálculo se hace al medir la distancia de mayor desgaste (*b*) y la distancia mayor entre el componente acetabular y el femoral (*a*); también se utiliza la fórmula $a - b/2$, como con el método de Griffith.

El otro método de Charnley y Halley consiste en medir la distancia entre ambos componentes en la radiografía del control posoperatorio, en el sitio más proximal (donde hay más carga) (figura 13-32*A*), así como en las radiografías subsecuentes (*b*). Se utiliza la siguiente fórmula:

$$\frac{a \times b}{2}$$

Método de Stauffer (1982). Distancia trocantérica-isquiática. Se traza una línea biisquiática, horizontal, tangente a las tuberosidades isquiáticas (figura 13-33) en la radiografía anteroposterior del posoperatorio inmediato; después se traza la distancia desde el vértice o borde más proximal del trocánter mayor hasta la línea isquiática. Se hacen mediciones periódicas en las radiografías subsecuentes para detectar el aumento de esta distancia, que indica la penetración o el ascenso de la prótesis en el ilíaco.

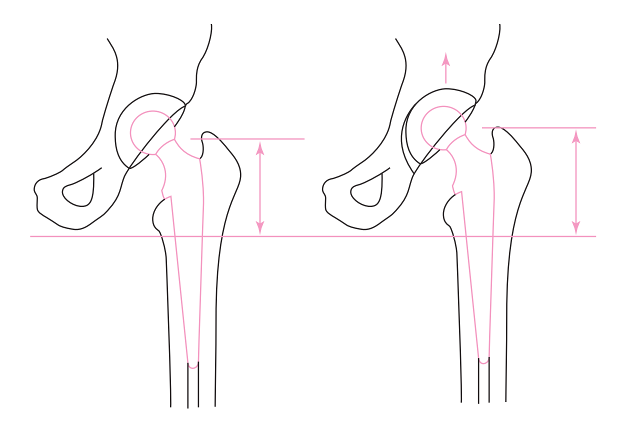


Figura 13-33. Método de Stauffer.

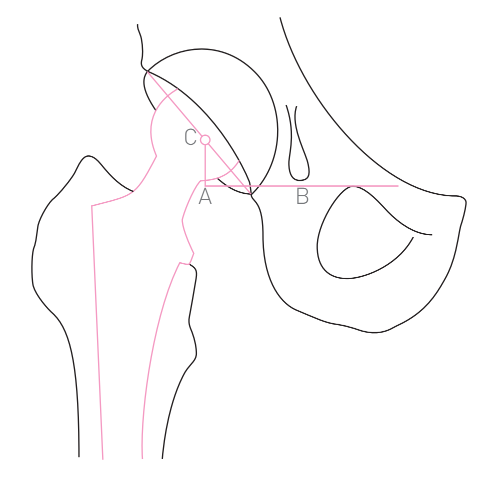


Figura 13-34. Método de Garbuz.

Método de Garbuz (1996). Método basado en la medición del componente acetabular en sentido proximal y medial (figura 13-34). Se dibuja una línea horizontal que pase por el ángulo superolateral de ambos agujeros obturados. La distancia *a* va del centro de la cabeza femoral en forma perpendicular a la línea horizontal de referencia, y registra el desalojamiento en sentido craneal, mientras que la distancia *b* está comprendida entre la intersección de la línea *a* hasta el ángulo superolateral del agujero obturado.

Método de Malchau (1995). Mediciones femorales. El centro de la cabeza del componente femoral (figura 13-35*A*) se localiza mediante el método de la triangulación o con los círculos de Mose. Se mide el eje longitudinal del vástago femoral y se trazan líneas horizontales, es decir, perpendiculares al eje del vástago al nivel del centro de la cabeza femoral (debe pasar por el vértice del trocánter mayor), al nivel del cuello de la prótesis en el sitio más proximal, a la mitad del calcar femoral y en el vértice del trocánter menor. Después se miden las distancias entre la línea horizontal que pasa por el centro de la prótesis y la punta del trocánter mayor, hasta el borde más proximal del cuello femoral, el calcar y el trocánter menor. Con las mismas líneas se miden las distancias desde el borde más su-

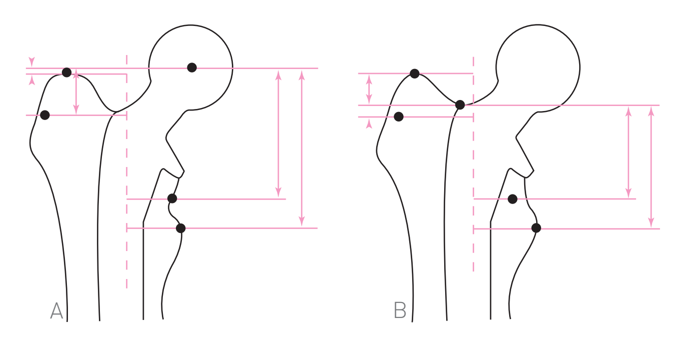


Figura 13-35. Centro de la cabeza del componente femoral y distancia desde el borde más superior del cuello de la prótesis femoral hasta el vértice del trocánter mayor.

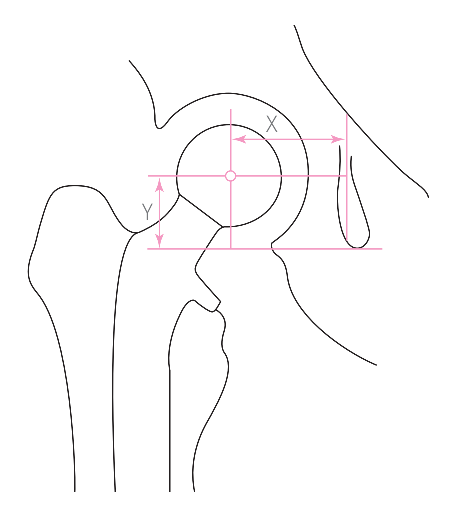


Figura 13-36. Eje mayor de la imagen en gota.

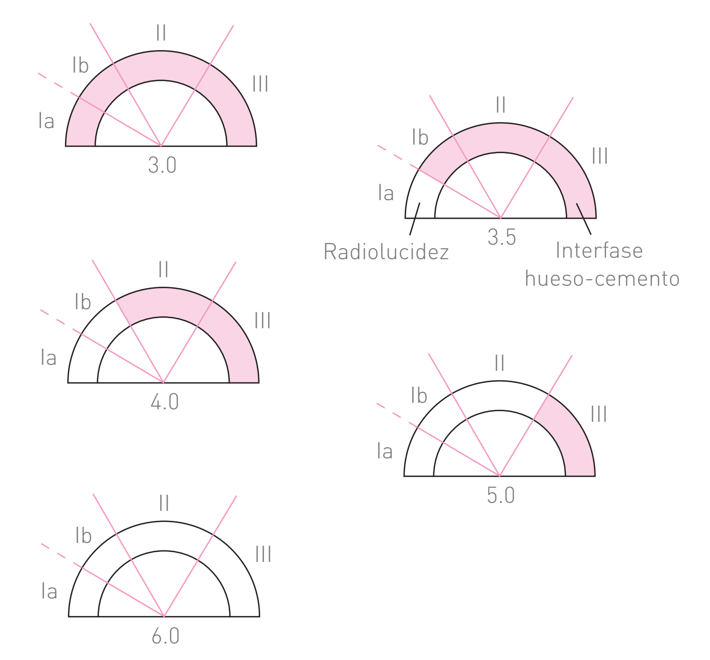


Figura 13-37. Método de Ronawat. Redibujada de Ranawat CS. Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets. Clin Orthop, 317:89. 1995.

perior del cuello de la prótesis femoral hasta el vértice del trocánter mayor (figura 13-35*B*), hasta el calcar y el trocánter menor. Se traza una línea vertical que pase por el centro de la cabeza femoral, perpendicular a una línea horizontal tangencial al borde inferior de la imagen en gota. Se dibuja una línea vertical que pase por el eje mayor de la imagen en gota (figura 13-36). Finalmente, se miden las distancias entre el centro de la cabeza femoral al eje de la imagen en gota (*x*), así como la distancia del centro de la cabeza femoral a la línea horizontal.

Método de Ranawat (1995). Sistema para determinar el aflojamiento acetabular. En este sistema acetabular, Ranawat y colaboradores dividieron la zona I o zona lateral en dos partes iguales (I*a* y I*b*) (figura 13-37) para evaluar la interfase hueso-cemento. Si se encuentra una interfase hueso-cemento adecuada en las cuatro zonas, se asigna una calificación de 3, que es la suma de 0.5 para la zona I*a*, 0.5 para la zona I*b* y un punto para cada una de las zonas II y III.

Cuando se encuentra una línea de radiotransparencia en una de las zonas laterales, se otorga una calificación de 3.5 puntos (1.5 + 1 + 1). Si la radiotransparencia abarca la zona I en su totalidad, la calificación es de 4 (2 + 1 + 1). Si la línea de radiotransparencia se extiende desde la zona I hasta la zona II se califica con 5 puntos (2 + 2 + 1), y si la línea de radiotransparencia se encuentra en todas las zonas del componente la calificación es de 6 puntos (2 + 2 + 2). De acuerdo con la imagen radiográfica de la radiotransparencia en la interfase hueso-cemento, Ranawat y colaboradores la clasifican con 1 a 4 grados. Es de grado 1 si hay buena interdigitación de cemento en el hueso esponjoso subyacente a éste, sin radiotransparencia y sin retracción del cemento. Es de grado 2 si hay retracción o redondeo del manto de cemento o una delgada línea de radiotransparencia de menos de 1 mm en una zona. Es de grado 3 si hay una línea de radiotransparencia mayor de 1 mm en una zona. Y finalmente, es de grado 4 si hay migración del componente acetabular.

Con los dos procedimientos anteriores, estos autores elaboran una tabla de calificación que se presenta en el cuadro 13-6.

Cuadro 13-6. Tabla de calificación de Ranawat para la interfase hueso-cemento.

Interfase hueso-cemento	Grado zona I	Grado zona II	Grado zona III	Sistema acetabular (suma de grados en las tres zonas)
Interfase perfecta en todas las zonas	1	1	1	3
Radiotransparencia delgada lateral	1.5	1	1	3.5
Radiotransparencia delgada en zona 1	2	1	1	4
Radiotransparencia delgada zonas 1 y 2	2	2	1	5
Radiotransparencia ancha en zona 1	3	1	1	5
Radiotransparencia delgada global	2	2	2	6
Radiotransparencia ancha global	3	3	3	9
Migración > 3 mm	4	4	4	12

Método de Shine y O'Neill (1978). Estos autores utilizaron una plantilla con cuadrícula de 5 mm por lado o de 0.5 por 0.5 mm; ésta se coloca sobre la radiografía, lo que permite calcular las áreas radiolúcidas o radiotransparentes en cada cuadro de la cuadrícula. Es posible detectar líneas o espacios hasta de 0.5 mm, y la suma de cada cuadro indica el total de la radiotransparencia (figura 13-38).

Índice cortical de Rorabeck

Rorabeck y colaboradores (1996) midieron el índice cortical preoperatorio al determinar la relación entre el diámetro de las corticales y el del canal medular (figura 13-39) a 10 cm distales del vértice del trocánter menor. Se divide la anchura de la diáfisis (*ad*) entre la anchura del canal medular (*bc*), obteniéndose los siguientes valores para mujeres: > 1.5 (excelente), > 1.7 (bueno), > 1.9 (regular) y > 2.1 (malo). Para varones se consideran los siguientes valores: > 1.5 (excelente), > 1.8 (bueno), > 2.0 (regular) y > 2.2 (malo).

Método para valorar el hundimiento, la alineación y el contacto cuello-calcar

El hundimiento (figura 13-39) se valora al medir la distancia que existe entre el vértice del trocánter mayor (*A*) y el hombro o punto más superior del cuello de la prótesis (*B*); esta es la distancia *AB*. También se mide la distancia que hay desde el borde más inferior del cuello de la prótesis (*C*) al sitio donde comienza el trocánter menor (*E*). El contacto cuello-calcar se determina al medir desde el punto *C* (el borde más inferior del cuello de la prótesis) hasta el punto *D*, donde se inicia el calcar femoral. La alineación del vástago se valora al medir el ángulo formado por el eje de la diáfisis (figura 13-39, línea continua) y el eje del vástago (línea discontinua). Se considera neutral si son colineales por 3 o menos grados.

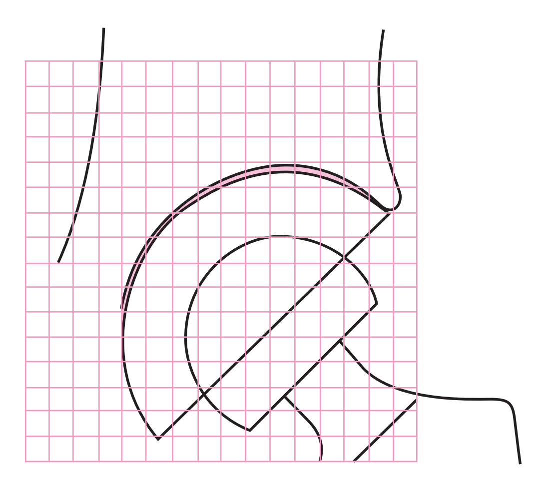


Figura 13-38. Método de Shine y O'Neill.

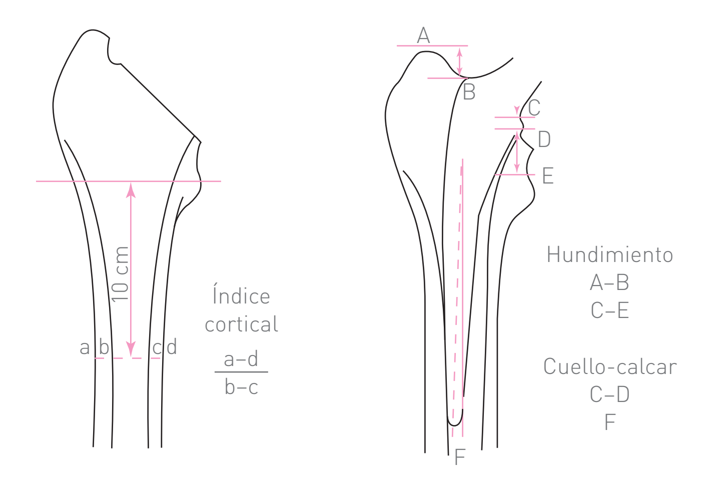


Figura 13-39. Relación entre el diámetro de las corticales y el del canal medular, hundimiento y ángulo formado por el eje de la diáfisis (línea continua) con el eje del vástago (línea discontinua).

El índice de asentamiento de la prótesis en la metáfisis (figura 13-40) es la relación que existe del espacio lateral y medial a la prótesis (*BC*) entre el diámetro del canal medular *AD*:



$$\frac{BC}{AD}$$

Se mide en las radiografías anteroposterior y lateral.

Llenado ístmico

Se denomina así a la relación del espacio lateral y medial al vástago de la prótesis (*bc*) entre el diámetro exterior de la diáfisis del fémur (*ad*):

$$\frac{bc}{ad}$$

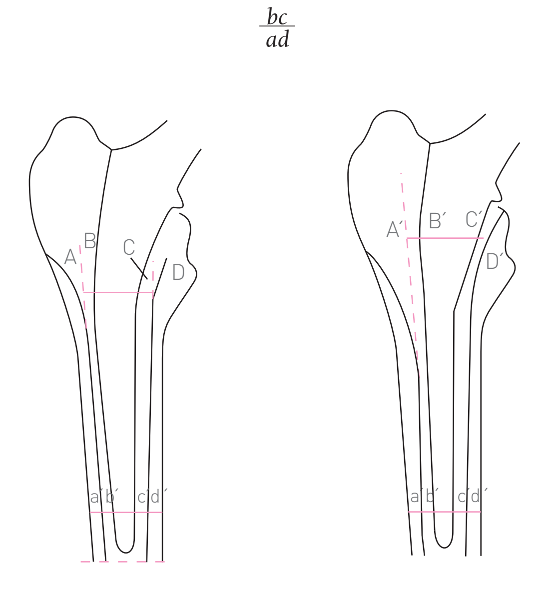


Figura 13-40. Índice de asentamiento de la prótesis en la metáfisis y llenado ístmico.

Se mide a 3 cm proximales de la punta del vástago en las radiografías anteroposterior y lateral (figura 13-40).

Método de Dorr

Dorr y colaboradores (1997) evaluaron el ajuste (llenado) del vástago femoral en el canal medular al nivel del calcar, en la metáfisis, a la mitad del vástago y en la diáfisis distal (figura 13-41*A*). Para ello trazaron en la radiografía anteroposterior una línea que pasa a través del vértice del trocánter menor y dos líneas más, paralelas a la primera, una a 3 cm distales (línea *e*) y otra (línea *f*) a 10 cm distales. La línea *e* se encuentra en la mitad del vástago femoral. Se traza la línea del calcar (*c*) paralela a la línea del vértice del trocánter menor, que pasa por el punto donde el cuello de la prótesis hace contacto con el calcar femoral. Se traza en seguida la línea *a*, que pasa por los sitios donde el vástago hace contacto con el endostio de la cortical medial; después se traza la línea *b*, que debe pasar por los sitios donde el vástago hace contacto con el endostio de la cortical lateral. Se traza la línea *d* o línea metafisaria en el sitio en que la línea *a* hace contacto con el vástago de la prótesis.

El llenado o la ocupación del vástago en el canal medular se mide como un porcentaje de la ocupación del vástago al nivel de la línea metafisaria. La línea continua perpendicular a la línea del calcar representa el eje de la diáfisis; la línea discontinua representa el eje del vástago. El ángulo formado por ambas líneas determina la posición neutral de la prótesis o la posición en varo o valgo.

En la radiografía lateral (figura 13-41*B*) se mide la línea *b'* a través del vértice del trocánter menor, así como la línea *c'* a 10 cm distales a la línea *b'*. Se mide la línea *a'*, llamada también línea lateral a la proximal. Se determinan las zonas de Gruen en ambas proyecciones. En la radiografía lateral, en lugar de enumerar las zonas como 8 a 14, se les enumera del 1 al 7.

El porcentaje de ocupación del vástago en el canal medular se calcula así:

$$\% \text{ de ocupación} = \left(\frac{\text{diámetro del vástago}}{\text{diámetro endóstico}}\right) \times 100$$

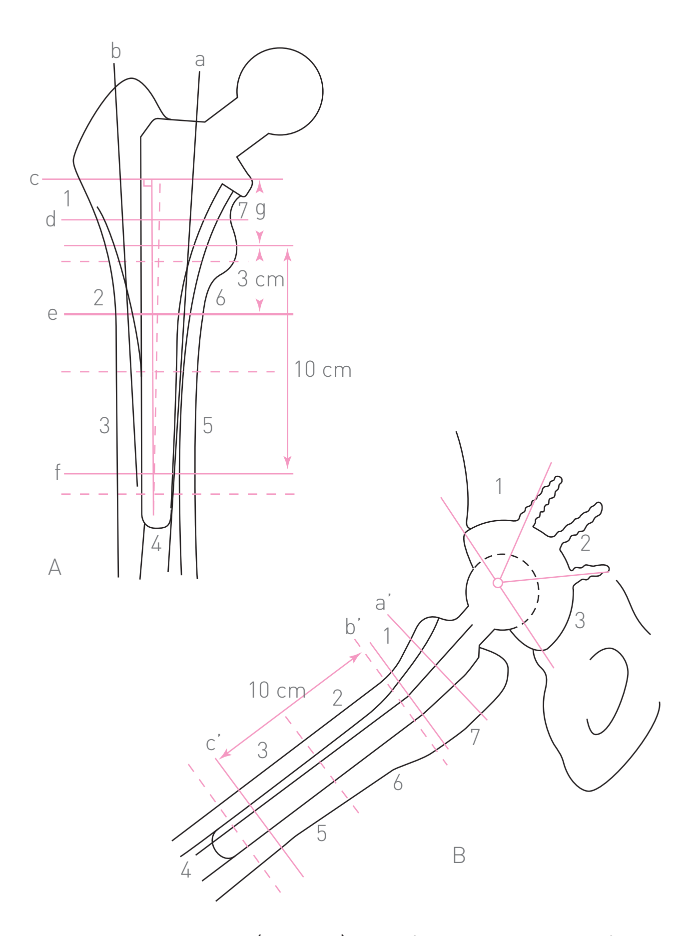


Figura 13-41. Ajuste (llenado) del vástago femoral. Método de Dorr.

Relación de Dorr

Dorr y colaboradores (1983) dividieron la distancia *x* (diámetro del canal medular), medida a 10 cm distales del vértice del trocánter menor, entre el diámetro del canal medular *y*, medido al nivel del vértice del trocánter menor.

Índice de Spotorno

Esta relación se obtiene al dividir el diámetro de la diáfisis del fémur al nivel del trocánter menor (*a*), medido desde la cortical externa hasta el límite medial de la cortical que continúa al calcar y que se encuentra en la base de implantación del trocánter menor, entre el diámetro del canal medular (*b*), medido a 7 cm distales del trocánter menor.

Método para determinar la posición del acetábulo

Método de Ranawat

Ranawat y colaboradores (1980) desarrollaron este método para planear la artroplastia total de la cadera en la protrusión acetabular, en que la morfología del acetábulo, así como la posición del mismo, se han perdido. Con este método se facilita la adecuada y exacta colocación del componente acetabular en el sitio que le corresponde.

El procedimiento (figura 13-42) consiste en trazar dos líneas horizontales y paralelas, una superior, tangencial a las crestas ilíacas, y la otra inferior, tangencial a las tuberosidades isquiáticas. Dichas líneas se unen mediante una línea vertical y perpendicular a ellas, que pase a 5 mm laterales del punto donde se intersecan las líneas de Köhler y de Shenton; este punto se denomina punto *A*. El punto *B* se sitúa sobre la línea perpendicular, a una distancia de 1/5 de la longitud de la línea vertical. Desde el punto *B se* traza una línea horizontal (perpendicular a la línea vertical), hasta llegar al borde más externo del acetábulo (punto *C*).

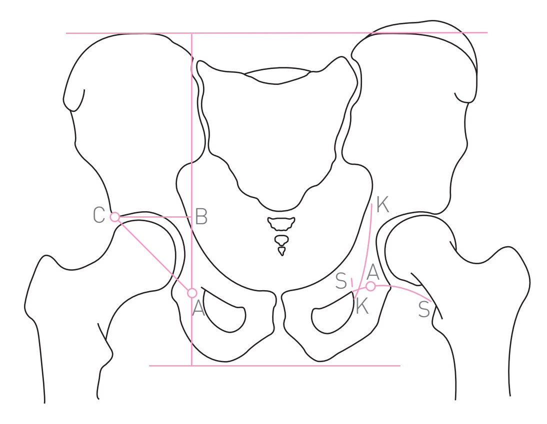


Figura 13-42. Método de Ranawat.

Se puede apreciar que la distancia *BC* es igual a la distancia *AB*. Si se unen los puntos *A* y *C* se forma un triángulo isósceles, que representa la posición anatómicamente correcta del acetábulo. Este procedimiento se lleva a cabo en las radiografías de cadera con artrosis, así como en la protrusión acetabular en que se ha perdido la cavidad acetabular. El método permite colocar el componente acetabular en su posición anatómica ideal. En una cadera normal la línea *CB*, o borde superior del triángulo, queda situada en el hueso subcondral del techo acetabular.

Plantilla de Schneider

Schneider (1983) propuso una plantilla (figura 13-43) con la finalidad de evitar que la extremidad operada quede acortada o alargada en relación con la extremidad opuesta. Esta plantilla se utiliza con la prótesis de autobloqueo de Müller. Su objetivo es colocar el componente femoral a la altura necesaria de acuerdo con la posición de la copa acetabular.

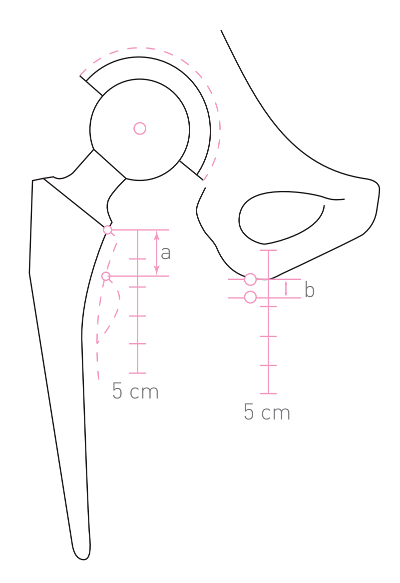


Figura 13-43. Método de Schneider.

La plantilla sirve para realizar las siguientes mediciones:

1. Altura del punto de referencia del trocánter menor; este punto es la base de referencia, es decir, el límite distal anterior del cuello.
2. Diferencia de altura de las cúpulas frente a un punto de referencia de la pelvis.
3. Dimensión necesaria del vástago de la prótesis femoral.

A continuación se describe el procedimiento:

1. Colocar la plantilla sobre la cadera contralateral, de manera que los contornos acetabulares coincidan. Deben hacerse las siguientes lecturas:
   a) Colocar la plantilla paralela al fémur. Leer en la escala la distancia *a* del trocánter menor al punto de referencia.
   b) Colocar el patrón paralelo al eje de la pelvis. Leer en la escala correspondiente el nivel del borde distal del isquion.
2. Dar vuelta a la plantilla y colocarla sobre la cadera que se va a operar. Ajustar los contornos acetabulares al nivel del límite distal del isquion. La diferencia de nivel con respecto al otro lado es igual a la diferencia del nivel de las copas acetabulares, que se identifica con la letra *b*.

Hay tres posibilidades para la lectura: 1) que el lado operado sea más alto (+ *b*); 2) que el lado operado sea más bajo (−*b*), o 3) que las dos copas acetabulares estén al mismo nivel (± *b*). Los valores *a* + *b* o *a* − *b* indican la altura por encima del trocánter menor a la que tiene que quedar el punto de referencia. La plantilla paralela al fémur se ajusta en ese nivel; el borde interno de la prótesis se ajusta con precisión al borde interno de la cavidad medular. Las dimensiones correctas del vástago de la prótesis se pueden leer por fuera; *a* + *b* indica que la copa acetabular del lado operado es más alta, mientras que *a* − *b* indica que es más baja. Entonces, *a* ± *b* señala que ambos están a la misma altura y que, por consiguiente, el valor de *a* no requiere corrección.

Acortamiento de un miembro pélvico en lesiones de la pelvis

Método de Matta y Tornetta (1996)

En las lesiones traumáticas de la pelvis es común observar el ascenso de una hemipelvis, con el consiguiente “acortamiento” de la extremidad pélvica correspondiente en relación con la otra extremidad.

Se procede a dibujar una línea vertical que pase por el eje del sacro (línea media de la pelvis) (figura 13-44). Se traza una línea horizontal, paralela a la línea media de la pelvis, que sea tangencial a la cabeza femoral ascendida, así como otra línea horizontal que sea tangencial a la cabeza femoral de la extremidad opuesta. De esta manera no hay necesidad de hacer una escanometría para determinar el grado de ascenso de una de las extremidades pélvicas.

Otras mediciones de interés en la cadera del adulto

Método de Galanakis para la colocación de clavos en las fracturas de la región trocantérica

Se han reportado trabajos de fracturas trocantéricas tratadas con tornillos o con clavos que han emigrado, por lo que se hace hincapié en la importancia que tiene la posición de dicho implante en la cabeza femoral.

Galanakis y colaboradores dividen a la cabeza femoral (figura 13-45*A*) en la radiografía anteroposterior por medio de dos líneas paralelas al eje longitudinal del cuello femoral, con lo que se delimitan tres sectores: superior, intermedio e inferior. Se sigue el mismo procedimiento en la radiografía lateral (figura 13-45*B*), con lo que se delimitan tres sectores más: anterior, intermedio y posterior.

De esta forma, la cabeza femoral queda dividida en nueve sectores que, descritos en sentido proximal a distal y dorsal a ventral en sentido de las manecillas del reloj, son los siguientes (figura 13-45*C*): 1) superiores, es decir, posterosuperior (PS), mediosuperior (MS) y anterosuperior (AS); 2) medios, es decir, posteromedio (PM), medio o central (M) y anteromedio (AM), y 3) inferiores, es decir, posteroinferior (PI), medioinferior (MI) y anteroinferior (AI). Este método permite ubicar en qué sector se encuentra situada la punta del implante y evaluar la migración del mismo. Existe controversia respecto a cuál es la posición más adecuada del implante dentro de la cabeza femoral. La mayoría de los autores están de acuerdo en que la posición ideal de la punta del implante debe ser en el sector central, tratándose de la radiografía lateral, mientras que otros autores sugieren que debe estar situado en posición posterior.

Hay dos tendencias para la radiografía anteroposterior. Una de ellas señala que la punta del implante debe estar en el sector central, y la otra indica que debe estar en posición inferior.

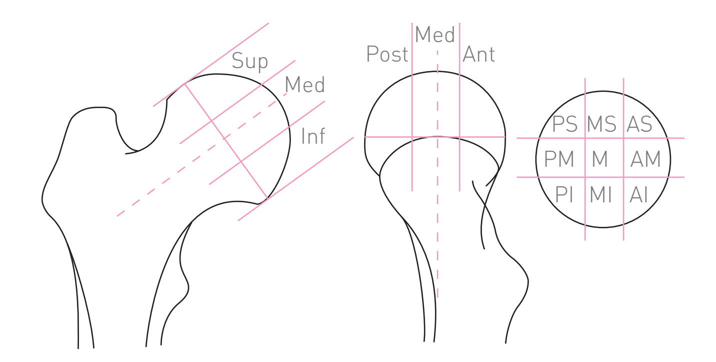


Figura 13-45. Método de Galanakis.

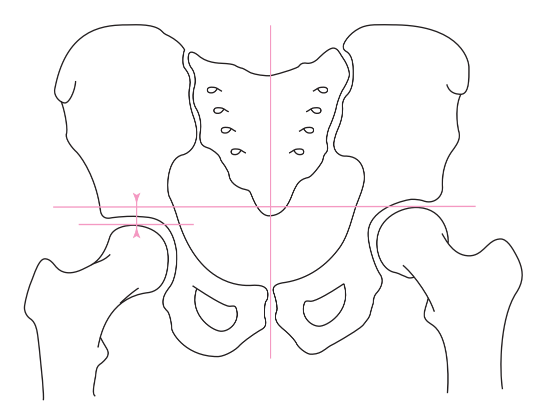


Figura 13-44. Método de Matta y Tornetta.

Método de Doppelt (1980)

Con este método se valoró la migración del implante. El autor realizó la medición en la radiografía posoperatoria inmediata y en un control radiográfico 6 meses después. En la radiografía anteroposterior se traza el eje longitudinal de la placa; perpendicularmente a dicho eje se traza una línea horizontal, tangencial a la punta del implante (tornillo o clavo), y luego se traza otra línea perpendicular al eje ya mencionado, tangencial al borde de la cabeza femoral. La distancia *d* entre estas dos líneas paralelas de la radiografía posoperatoria inmediata se compara con los controles radiográficos subsecuentes.

Método de Stevens para valorar la penetración de clavos en el cuello y cabeza femorales (1996)

Tanto en la radiografía anteroposterior como en la lateral se procede a trazar el eje longitudinal del cuello femoral (figura 13-46) (y), y después se traza una línea perpendicular a dicho eje y que pase por el centro de la cabeza femoral (x). Desde la punta del clavo se trazan sendas perpendiculares a la coordenada x y a la coordenada y. Estos autores calculan la penetración del implante mediante la siguiente fórmula:

$$R = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

donde la distancia desde la cortical es igual a radio menos (penetración del implante)

$$\text{distancia desde la cortical} = r - R$$

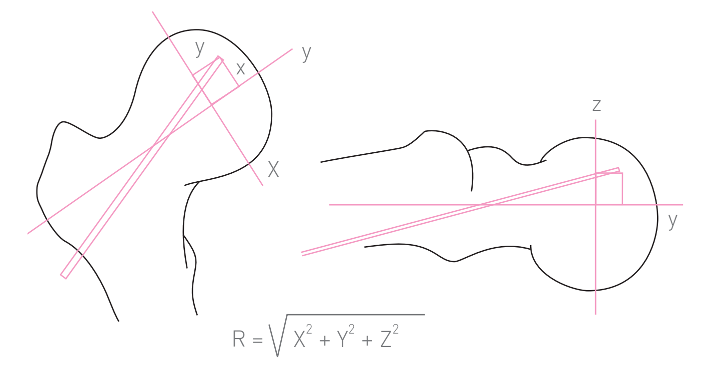


Figura 13-46. Eje longitudinal del cuello femoral. Redibujada de Stevens DV. In situ fixation of the slipped capital femoral epiphysis with a single screw. *J Pediatr Orthop* 5(2):85. 1996.

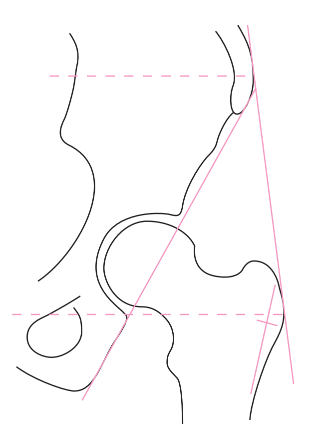


Figura 13-47. *Coxa saltans*. Método de Larsen y Johansen.

Distancia punta-ápex de Baumgaertner (1995)

La finalidad de este método es determinar la posición de la punta del implante en relación con el borde de la cabeza femoral. Se mide en la radiografía anteroposterior y en la lateral; ambos valores se suman. La distancia punta del implante-ápex determina la posición de la punta del implante; se define como la suma (en milímetros) de la distancia entre la punta del implante y el ápex de la cabeza femoral, medidas en la radiografía anteroposterior y en la lateral.

Se define el ápex de la cabeza femoral como el punto de intersección entre el hueso subcondral y la línea paralela en el centro del cuello femoral. La cabeza femoral se divide en nueve sectores de acuerdo con el método de Cleveland y colaboradores (1959) y de Kyle y colaboradores (1979).

Método de Larsen y Johansen para la *coxa saltans*

La *coxa saltans*, o cadera saltante, se caracteriza por un chasquido (doloroso o indoloro) en la cadera debido a que la banda iliotibial se desliza y salta anormalmente sobre el trocánter mayor en ciertos movimientos de la cadera. Larsen y Johansen (1986) realizaron las siguientes mediciones en la radiografía anteroposterior de la cadera:

1. **Prominencia del trocánter mayor.** Se traza una línea que prolongue la cortical lateral de la diáfisis del fémur en sentido proximal (figura 13-47), y después se dibuja una perpendicular hasta el borde más alejado del trocánter mayor. Su valor normal es de 4.9 mm.
2. **Ángulo pelvis-cresta-trocánter.** Está formado por la intersección de una línea que va desde el borde lateral de la cresta ilíaca hasta el borde lateral del isquion, con otra línea que va del borde lateral del trocánter mayor a la cresta ilíaca. Sus valores son muy variables, pues van de 28 a 62°; los más frecuentes miden entre 40 y 44°.
3. **Índice trocantérico.** Es la distancia entre ambos trocánteres mayores dividida por la distancia más grande entre las crestas ilíacas.

Morfología del extremo proximal del fémur

Método de Noble (1995)

Mediciones antropométricas del fémur útiles para el diseño de prótesis femorales. Su importancia radica en que son líneas de referencia para la construcción de múltiples mediciones (figura 13-48), como las siguientes:

1. **Eje transverso del fémur.** Línea que pasa por el centro geométrico del trocánter menor y es perpendicular al eje medular de la diáfisis.
2. **Altura de la cabeza femoral.** Distancia que va del centro del trocánter menor al centro de la cabeza femoral, medida paralelamente al eje femoral de 51.5 mm.

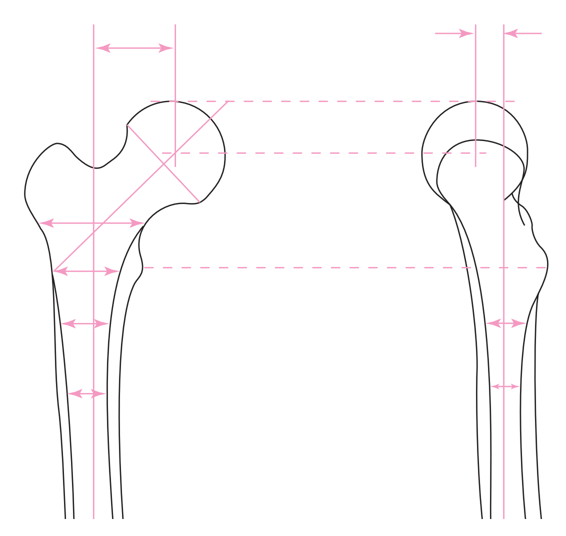


Figura 13-48. Mediciones antropométricas del fémur.

3. **Eje del cuello femoral.** Línea que pasa por el centro de la cabeza femoral y biseca al cuello femoral en dos mitades: superior e inferior.
4. **Ángulo cervicodiafisario.** Ángulo formado por el eje del canal medular y el del cuello femoral.
5. **Magnitud de la incurvación anterior.** Se calcula por la diferencia entre los ejes del canal medular proximal y distal.
6. **Anchura intracortical.** Distancia entre las corticales medidas desde el endostio de las mismas en los niveles: *a*) proximal al centro del trocánter menor, a una distancia de 35% de la altura de la cabeza femoral (aproximadamente 18 mm); *b*) al nivel del centro geométrico del trocánter menor; *c*) distal al centro del trocánter menor, a una distancia de 35% de la altura de la cabeza femoral (18 mm), y *d*) al nivel del istmo.
7. **Índice del canal medular.** Relación de la anchura del fémur medida 20 mm proximales al trocánter menor entre la anchura del canal medular al nivel del istmo.
8. **Anchura del canal medular proximal al trocánter menor.** Se divide entre la anchura del canal al nivel del trocánter menor.
9. **Anchura del canal medular al nivel del trocánter menor.** Se divide entre la anchura del canal a una distancia de 35% de la altura de la cabeza femoral, distal al trocánter menor.
10. **Anchura del canal medular al nivel del trocánter menor.** Se divide entre la anchura del canal medular al nivel del istmo.
11. **Anchura del canal medular distal al trocánter menor.** Se divide entre la anchura del canal medular al nivel del istmo.
12. **Desalineación *(offset)* de la cabeza femoral.** El centro de la cabeza femoral se encuentra desalojado en forma medial al eje diafisario en 43.5 mm en la radiografía anteroposterior, mientras que en la lateral se encuentra desplazado 11 mm hacia el anterior.

Distancia implante-ápex de Baumgaertner (1995)

Método desarrollado para evaluar y predecir la falla en la fijación de las fracturas trocantéricas de la cadera. Es la suma de las distancias desde la punta del implante hasta el ápex de la cabeza femoral, tanto en la radiografía anteroposterior como en la lateral (figura 13-42). Esta medición es de utilidad para determinar la posición del tornillo. El ápex de la cabeza femoral se define como el punto de intersección entre el hueso subcondral y una línea paralela en el centro del cuello femoral.

La localización de la punta del implante se hace de acuerdo con Cleveland (1959), Kyle (1979) y Galanakis (1995), es decir, se divide la cabeza femoral en nueve sectores. En la figura 13-49 se ilustra la fórmula:

$$TAD = (X \text{ ap.} \times [D \text{ verd.}/D \text{ ap.}]) + (X \text{ lat} \times [D \text{ verd. }/D \text{ ap.}])$$

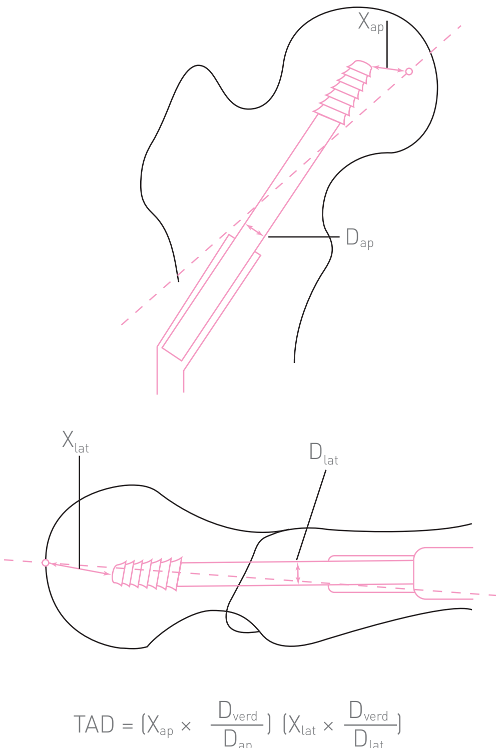


Figura 13-49. Fórmula para determinar la distancia implante-ápex de Baumgaertner. Redibujada de Baumgaertner MR. The value of the tip-apex in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg* 77-A:1058. 1995.

donde *D* verd. es el diámetro conocido o real del tornillo deslizante. La distancia punta del clavo al ápex mide 25 mm como promedio (desde 9 a 63 mm).

Índice del osteofito del techo de Uno

Uno y colaboradores (1993) hicieron varias mediciones en su protocolo de estudio y tratamiento de las caderas displásicas.

Índice del osteofito del techo

Se determina al dividir la longitud del osteofito del techo (*C*) entre la distancia existente de una espina ilíaca posteroinferior (*a*) a la otra (fig. 13-50):

$$\frac{c}{a}$$

Índice del osteofito de la cabeza

Se establece al dividir la distancia desde el margen inferior del osteofito de la cabeza femoral hasta el sitio del osteofito con mayor protrusión (*d*), entre la distancia (*b*) que une el borde superior de la sínfisis del pubis.

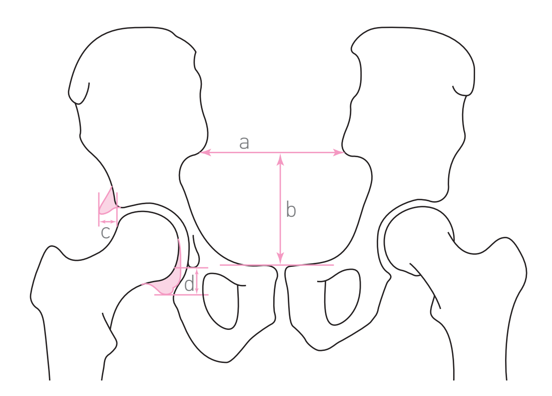


Figura 13-50. Distancia entre ambas espinas ilíacas posteroinferiores.

Osteotomía de cadera

Método de Nakamura

Nakamura y colaboradores (1996) desarrollaron un método de medición radiográfica para calcular la osteotomía de la pelvis (auxiliados por la centelleografía ósea) en pacientes con displasia de cadera (figura 13-51). Este procedimiento es similar al descrito por Dietz y Knutson (1955). (Ver capítulo 14, figura 14-25.)

Osteonecrosis de la cabeza femoral

Método de Kerboul (1974)

Método de utilidad para evaluar la extensión de la necrosis de la cabeza femoral. Consiste en medir el arco de la zona

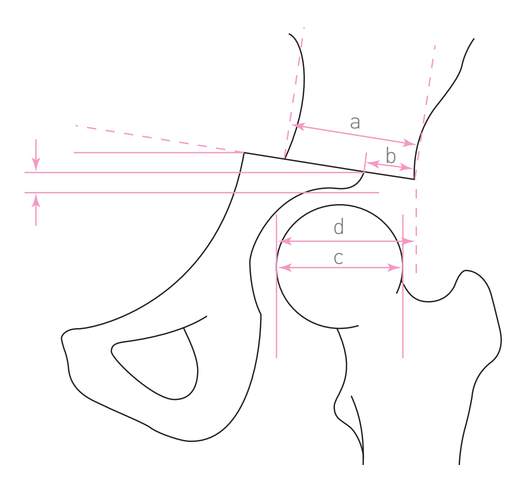


Figura 13-51. Displasia de cadera. Una vez realizada la osteotomía, se calcula la cobertura de la cabeza femoral al medir la distancia que va del borde externo del techo acetabular (*b*) al borde externo del ilíaco. La distancia *a* representa la anchura del ilíaco y la distancia *c* la anchura de la cabeza femoral. La distancia *d* representa la cobertura total final después de la osteotomía.

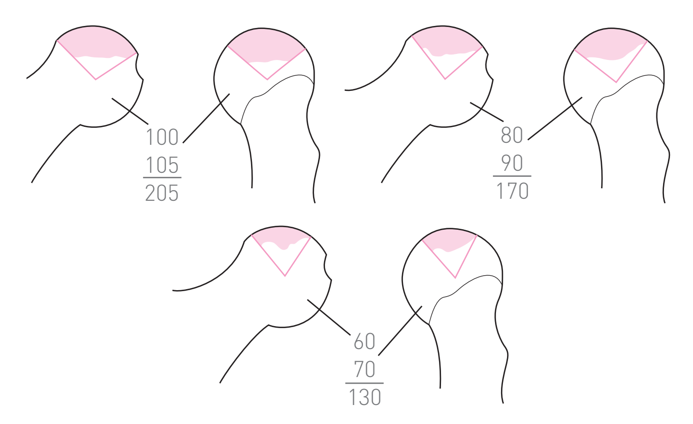


Figura 13-52. Método de Kerboul. Redibujada de Kerboul E. The conservative surgical treatment of idiopathic aseptic necrosis of the femoral head. *J Bone Joint Surg* 56-B:291. 1974.

dañada al trazar dos líneas en la periferia de la lesión, dirigidas al centro de la cabeza femoral (figura 13-52); después se miden los arcos en las dos extremidades de la zona dañada y se suman ambos valores. Se dice que la extensión del daño es grande si la suma de los dos arcos es de 200° o más, y que es pequeña si la suma es de 160° o menos.

Necrosis de la cabeza femoral

Método de Muñoz

Este método se desarrolló en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval (1996) y consiste en colocar un acetato cuadriculado (de 0.5 por 0.5 mm) con la finalidad de determinar la extensión del daño a la cabeza femoral con una precisión de 0.5 mm (figura 13-53).

Valoración de la esfericidad de la cabeza femoral

Método de Helfti

Helfti (1995) elaboró su método mediante una plantilla transparente o acetato que permite hacer una valoración tridimensional del área de contacto entre el acetábulo y la cabeza femoral. Para usar la plantilla es necesario cumplir con los siguientes requisitos:

1. La cabeza debe ser razonablemente esférica.
2. Tanto el borde anterior como el posterior del acetábulo deben ser identificables en la radiografía.
3. La mayor parte de las estructuras deben estar osificadas. La plantilla no es útil en niños menores de 12 años ni en niñas menores de 10 años.

El principio teórico de la plantilla se basa en que la superficie total de una esfera se divide en cuadrángulos o triángulos esféricos que cubren áreas de tamaños exactamente

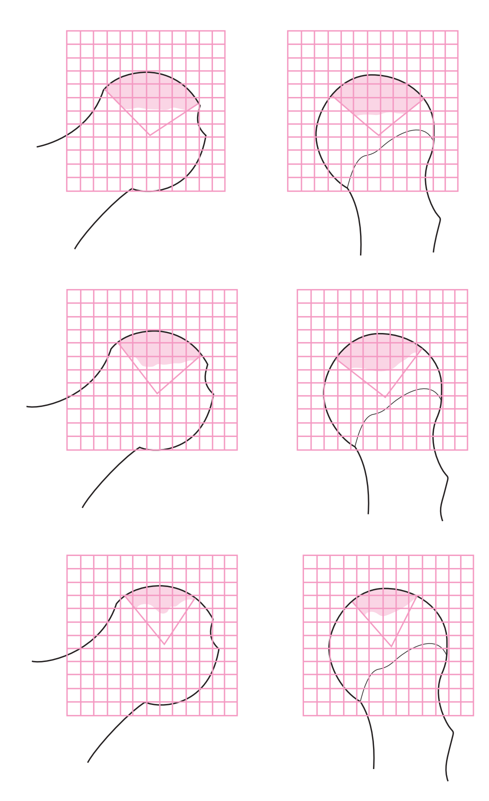


Figura 13-53. Método de Muñoz.

iguales determinadas mediante círculos y meridianos (figura 13-54); de esta manera se obtienen plantillas de varios tamaños con radios entre 16 y 32 mm e incrementos de 2 mm.

Utilización de la plantilla. Se coloca el acetato adecuado sobre la radiografía de la cadera; la circunferencia debe quedar a la mitad del espacio articular entre el acetábulo y la cabeza femoral. Se procede a contar las áreas que cubren el acetábulo, primero el acetábulo anterior y después el acetábulo posterior. Cada segmento representa 0.5% del total de la superficie de la esfera; al sumar los valores de los segmentos del acetábulo anterior y del posterior se obtiene el porcentaje de la superficie de la esfera. El porcentaje obtenido se divide entre 100 y después se multiplica por la superficie de la esfera (marcado en la plantilla), lo que permite conocer el área en centímetros cuadrados.

Además, con esta plantilla se obtiene la orientación del acetábulo. El área tiene un eje común con la resultante de la carga; el eje está delimitado por un círculo en un plano perpendicular a éste. El eje de la carga resultante (o resultante de la carga) tiene un ángulo de 17° en relación con la vertical en el plano cronal.

La plantilla también mide el ángulo formado por la intersección de la línea perpendicular que pasa por el centro de la cabeza femoral, con el borde anterior del acetábulo en el plano sagital; el ángulo de la orientación del acetábulo se encuentra en el nomograma.

La fórmula para calcular la orientación acetabular desde el ángulo ϕ (centro-borde anterior) y ϕ' (centro-borde posterior) es la siguiente:

$$\alpha = \phi' - \phi + \phi'/2$$

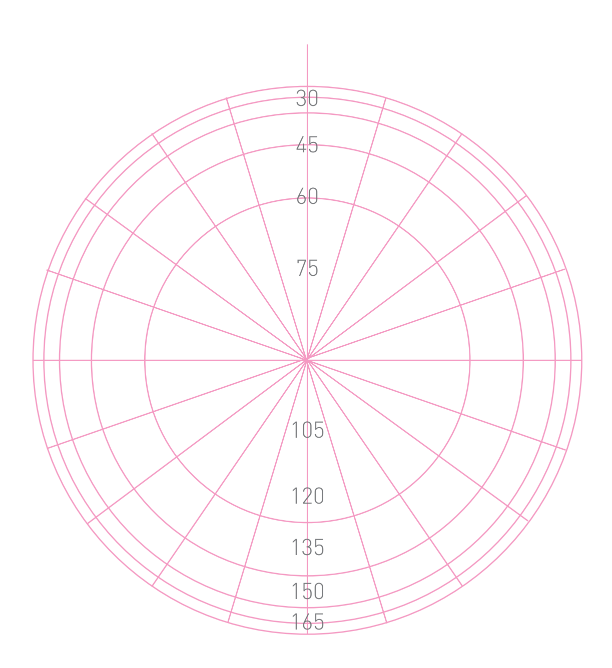
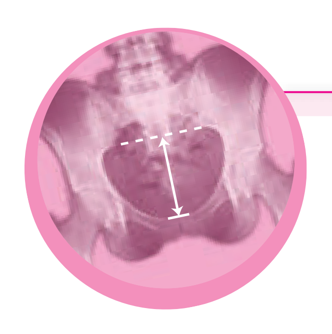


Figura 13-54. Plantilla de Helfti. Redibujada de Helfti F. Spherical assessement of the hip on standard radiographs: a simple method for the measurement of the contact area between the acetabulum and femoral head and of acetabular orientation. *J Pediatr Orthop* 15:797. 1995.



Capítulo 14

Cadera del niño

Ángulo cervicodiafisario del fémur

También se conoce como ángulo de inclinación o ángulo centrocervicodiafisario de Müller (1956). Es difícil medirlo entre el nacimiento y aproximadamente los 2 años de edad, debido a la brevedad del cuello femoral. Según Lanz y Wachsmuth (citados por Debrunner; 1968), este ángulo mide 137° al nacimiento y aumenta a 140° o más alrededor de los 2 años de edad; después disminuye paulatinamente hasta cerca de 125° entre los 15 y 20 años de edad (figura 14-1). Este ángulo se forma por la intersección de los ejes del cuello y de la diáfisis, respectivamente, como se practica en la cadera del adulto.

Ángulo de anteversión del fémur

Se le denomina también ángulo de antetorsión o ángulo de declinación, y está formado por la intersección del eje del cuello femoral con el eje bicondíleo, que coincide con el eje diafisario. Este ángulo se mide en la radiografía axil.

El ángulo mide 35° al nacer, pero disminuye rápidamente entre los 2 y los 4 años de edad, y entre los 10 y 16 años, para llegar a 10° a partir de esta última edad.

Ángulo acetabular de Hilgenreiner

Se conoce también como ángulo C del techo acetabular de Hilgenreiner (1925). Es similar al índice acetabular de Kleinberg y Liebermann (1936). Está formado por la intersección de una línea que une a los dos cartílagos trirradiados (o cartílagos en *Y*), llamada también línea *Y-Y* de Hilgenreiner, con una línea que parte desde este último punto hasta el borde externo del techo del acetábulo (figura 14-1). Al nacer mide 27°, y disminuye rápidamente durante los primeros 6 meses de vida (Bedoulle, 1954) (cuadro 14-1).

Cuadro 14-1. Valores del ángulo acetabular.

Edad	Grados
Al nacer	27
6 meses	20
12 meses	19-20
3 años	15
10 años	10

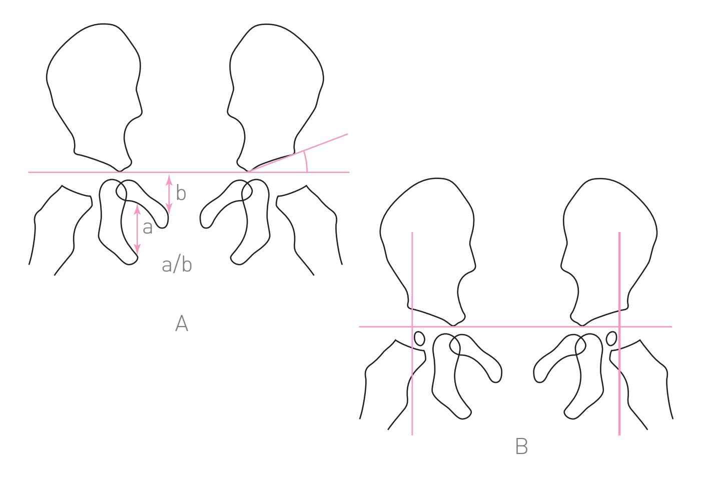


Figura 14-1. **A,** índice acetabular y relación a/b. **B,** cuadrantes de Putti.

Fondo acetabulometafisario (FAM)

Es la distancia que existe entre el punto más proximal y medial de la metáfisis del fémur hasta el fondo del acetábulo. Debe ser simétrico con el lado contralateral (figura 14-2).

Fondo acetabulocefálico (FAC)

Se nombra así a la distancia comprendida entre el borde medial del núcleo de osificación (cuando éste es visible en la radiografía) hasta el fondo del acetábulo. Su valor normal es de 4 a 7 mm.

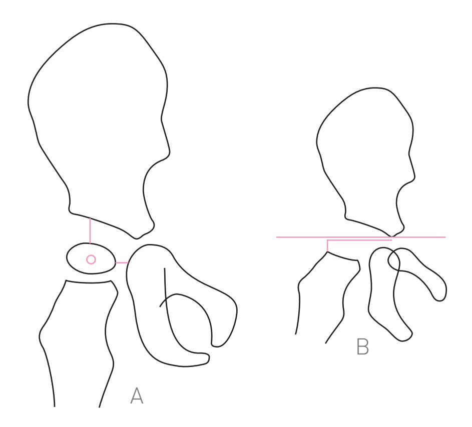


Figura 14-2. **A,** espacio articular superior y medial. **B,** línea de Hilgenreiner y línea *h*.

Línea de Hilgenreiner y línea *h*

Mide el espacio comprendido entre el punto más alto de la metáfisis del fémur hasta la línea que une los cartílagos trirradiados, la cual se conoce como línea *Y-Y* o línea de Hilgenreiner (figura 14-2*A*).

Es útil en el recién nacido, en quien aún no se visualizan ni el cuello ni la cabeza femoral en las radiografías. Su valor normal es de 8 a 10 mm desde el nacimiento hasta los 2 años de edad. El acortamiento de esta distancia indica que ha habido un desplazamiento del fémur en sentido proximal.

Línea *d*

Distancia comprendida entre el punto de intersección de la línea *h* con la línea de Hilgenreiner, hasta el fondo del acetábulo (figura 14-2*B*). Su valor normal es de 13 a 15 mm.

Ángulo *CE* de Wiberg de cobertura de la cabeza femoral

Es útil después de los 2 años de edad, cuando el núcleo de osificación de la cabeza femoral se ha desarrollado. A partir de esta edad mide aproximadamente 20°; aumenta progresivamente hasta medir 35°, después de los 14 años de edad (figura 14-3*A* y cuadro 14-2).

Este ángulo se denomina *CE* debido a las siglas de las palabras en inglés *Center-End of the roof*, puesto que el ángulo se forma por una línea que va desde el centro del núcleo de osificación de la cabeza femoral hasta el borde más externo del techo acetabular, la que se interseca con la vertical.

Wiberg (1939) desarrolló este ángulo para adultos. Originalmente se forma por la intersección de una línea vertical que pasa a través del centro de la cabeza femoral y que es perpendicular a otra línea que une los centros de ambas cabezas femorales, con otra línea que parte del centro de la cabeza femoral al punto más externo del techo acetabular.

Cuadrantes de Ombrédanne

Los cuadrantes de Ombrédanne están formados por la línea de Hilgenreiner y por una línea perpendicular a ella, tangencial al punto más externo de ambos techos acetabulares (figura 14-1*B*). Estas líneas verticales se llaman líneas

Cuadro 14-2. Valores del ángulo CE de Wiberg.

Edad	Grados
2 años	20
4 años	34
9 años	30
13 años	35

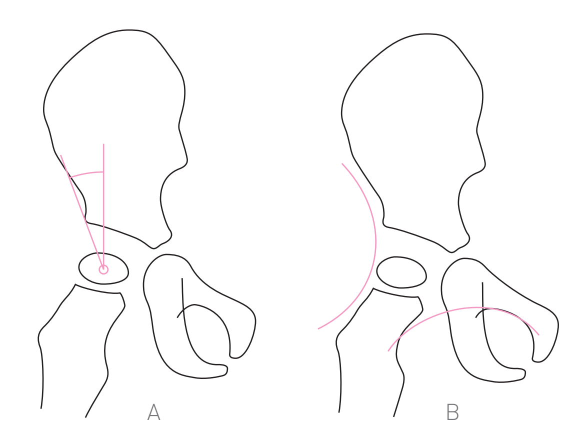


Figura 14-3. A, ángulo CE de Wiberg. **B,** arcos de Calve y Shenton.

de Ombrédanne, de Erlacher o de Perkins. Los cuadrantes también reciben el nombre de cuadrantes de Putti.

En condiciones normales, el núcleo de osificación de la cabeza del fémur debe quedar situado en el cuadrante inferomedial. Si la cabeza queda en alguno de los tres cuadrantes restantes, se trata de una cadera patológica.

Arco de Calve

Está formado por una línea que se traza por el borde externo del ilíaco y se continúa por el borde superior del cuello femoral correspondiente. Este arco también se llama arco iliofemoral o arco de Simmons (figura 14-3*B*).

Arco de Shenton-Menard

También está constituido por una línea paralela al borde inferior del cuello femoral, que se continúa paralelamente al borde superior del agujero obturatriz (figura 14-3*B*). Este arco también se denomina arco cervicoobturatriz.

Cualquier disrupción o discontinuidad tanto de este arco como del anterior sugiere trastornos de cadera.

Coordenada *Y*

Es la distancia que va de la línea media que pasa por el sacro hasta el centro del núcleo de osificación de la cabeza del fémur o al punto óseo más medial del cuello femoral (Ponseti, citado por Tachdjian). La longitud de la coordenada *Y* debe ser simétrica respecto a la contralateral. Cualquier aumento es patológico (figura 14-4). Esta coordenada también se conoce como distancia epifisaria. Su valor es de 4 a 5 mm.

Métodos de Von Rosen

Método 1

Los métodos de Von Rosen (1939) son útiles para el diagnóstico de la luxación congénita de la cadera en el recién

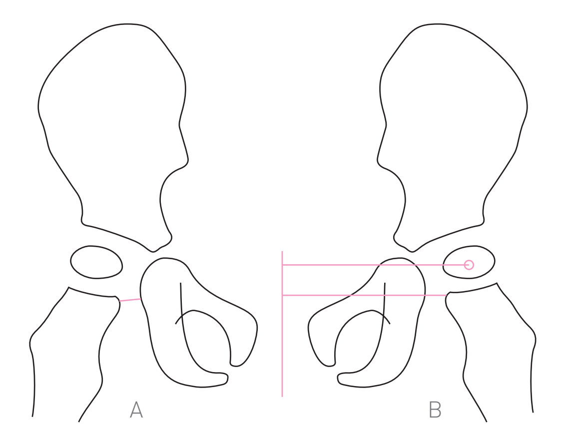


Figura 14-4. Coordenada *Y*.

nacido. En el método 1 se traza una línea horizontal paralela a la línea de Hilgenreiner que pase por el borde superior de las ramas del pubis. En la cadera normal, la metáfisis del fémur queda por debajo de esta línea. Si la metáfisis invade o sobrepasa la línea mencionada, se trata de una cadera con patología (figura 14-5, superior).

Método 2

Con las caderas en abducción máxima, el eje longitudinal del fémur debe pasar por el techo acetabular o reborde cotiloideo del mismo, para formar un ángulo de 45°, aproximadamente, con la línea media al nivel de la cuarta vértebra lumbar. Cuando existe displasia de la cadera, el eje longitudinal del fémur pasa muy alejado y por fuera del techo acetabular, y el sitio de intersección con la línea media está más arriba de la cuarta vértebra lumbar (figura 14-5, inferior).

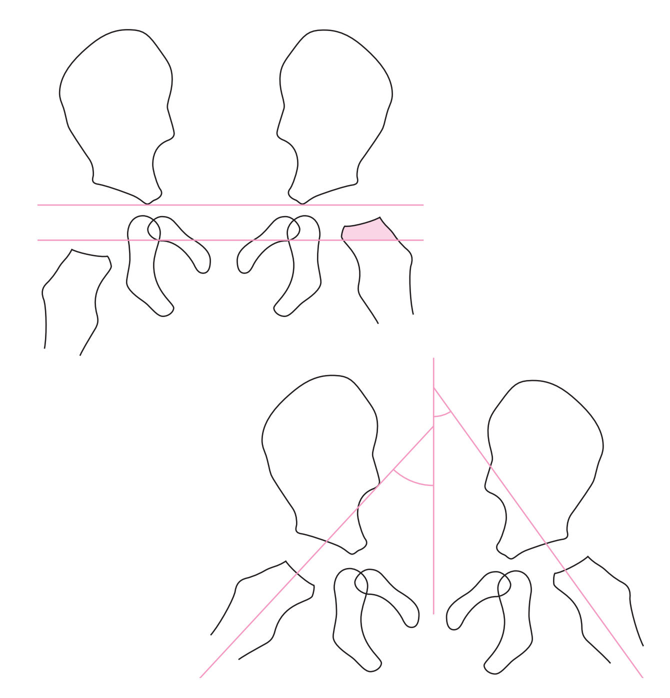


Figura 14-5. Métodos de Von Rosen.

Paralelogramo de Köpitz (1939)

En la cadera normal, el techo acetabular y el borde superior de la metáfisis del fémur son casi paralelos y forman un paralelogramo de ángulos casi rectos. Cuando la cadera es displásica se pierde el paralelismo; el paralelogramo se deforma en un rectángulo (figura 14-6*A*).

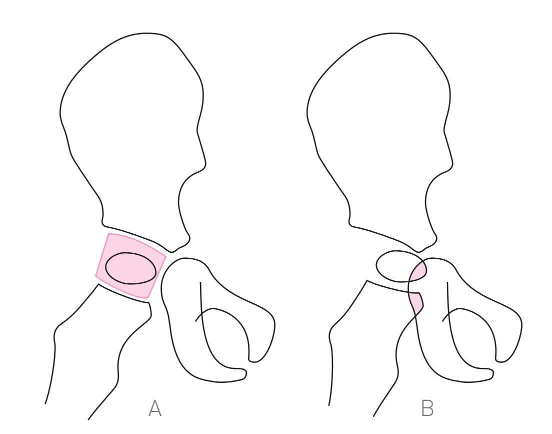


Figura 14-6. A, paralelogramo de Köpitz. **B,** superposición de Waldeström.

Superposición de Waldeström

Es la superposición del núcleo de la cabeza del fémur y de la parte proximal y medial de la metáfisis sobre el isquion. Debe ser simétrica con el lado contralateral (figura 14-6*B*). La superposición disminuye o desaparece cuando la cadera es displásica.

Distancia línea *h*-línea de Perkins

Es la distancia que existe entre la línea *h* y la línea vertical de Perkins (figura 14-7*A*). En condiciones normales, esta

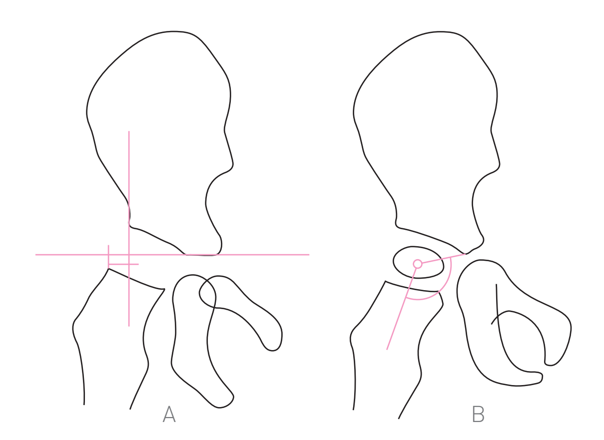


Figura 14-7. A, distancia *h*. Líneas de Perkins. **B,** ángulo cervicoacetabular.

distancia debe medir menos de 50% de la anchura epifisaria. La distancia aumenta en las caderas displásicas.

Ángulo cervicoacetabular

Está formado por la intersección de una línea que se extiende desde el cartílago trirradiado (es decir, desde el fondo del acetábulo) hasta el centro de la cabeza femoral, con el eje del cuello del mismo hueso. Este ángulo mide de 120 a 125° (figura 14-7*B*).

Triángulo *ABC*

La epífisis femoral constituye la base del triángulo; sus lados son las líneas que parten de los extremos de la fisis hasta el cartílago trirradiado (figura 14-8*A*). Este triángulo debe ser simétrico respecto al contralateral.

Imagen en lágrima de Köhler (1931)

Esta imagen es la superposición del hueso púbico con el hueso isquiático. También se denomina imagen en gota o *U* radiológica de Köhler (figura 14-8*A*). Esta imagen se deforma en la displasia del acetábulo. Debe ser simétrica con el lado contralateral. Es muy utilizada como punto de referencia de innumerables mediciones que se mencionan más adelante.

Eje de la reducción

Es una línea horizontal que pasa por la parte media de ambas imágenes en gota. Cuando la cadera luxada se somete a tracción y posteriormente se efectúan maniobras de reducción e inmovilización en un molde de yeso y la cabeza se encuentra abocada, aunque no necesariamente reducida, el cuello del fémur, así como un núcleo de osificación de la cabeza, deben estar situados sobre el eje de reducción (figura 14-8*B*).

Centraje concéntrico de Fernández

Este método, desarrollado por Fernández en el Hospital Infantil de México (1978), se basa en el fundamento teórico que indica que el centro geométrico del acetábulo debe coincidir con el centro geométrico de la cabeza del fémur.

Lo primero es determinar el centro de la cabeza femoral. En niños en los que aún no se visualiza el núcleo de osificación de la cabeza femoral, se procede a medir la anchura de la placa epifisaria y se localiza el punto medio de la anchura de la metáfisis, el que coincide aproximadamente con el centro de la cabeza femoral, lo que se corrobora en las artrografías en que es posible ver la cabeza del fémur; el centro se puede localizar con la ayuda de un compás o con el método de triangulación (figura 14-9).

A continuación se determina el centro del acetábulo. Éste debe estar situado o inscrito sobre una línea que corresponde a la bisectriz de un ángulo formado por la línea *Y-Y* (línea de Hilgenreiner) y una línea vertical tangencial al fondo del acetábulo. El centro de la cabeza femoral debe quedar inscrito sobre la bisectriz (figura 14-9). En algunas caderas, el centro del fémur queda sobre la línea *Y-Y*, pero aún alejado del techo acetabular, por lo que se procede a construir otra bisectriz de un ángulo formado por la línea vertical ya mencionada y una línea horizontal, tangencial al borde inferior de la *U* radiológica.

La intersección de las dos bisectrices representa el centro del acetábulo. Con las dos bisectrices se delimitan cuatro cuadrantes, uno superior, uno inferior, uno medial y uno lateral (*a*, *b*, *c* y *d*). El centro de la cabeza femoral debe quedar situado en los cuadrantes interno o inferior. La distancia entre los dos centros no debe ser mayor de 3 mm. Se asignan valores positivos a los cuadrantes superior y al externo, mientras que para los cuadrantes interno e inferior los valores son negativos.

El centraje concéntrico de Fernández ha recibido una excelente aceptación en los servicios de ortopedia de la mayoría de las instituciones del país, pues es el método

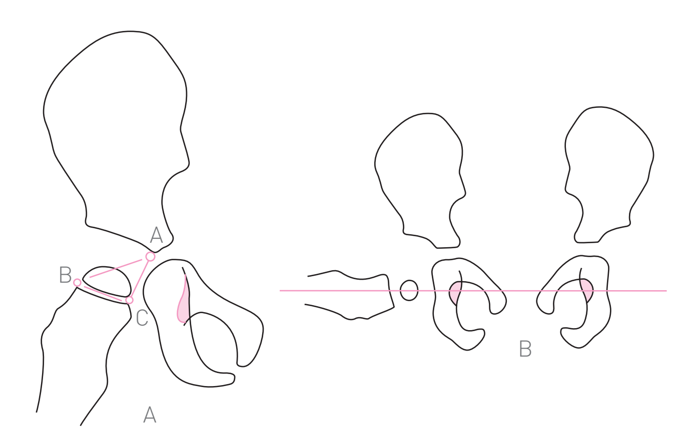


Figura 14-8. A, triángulo *ABC*. Imagen en gota de Köhler. **B,** eje de la reducción.

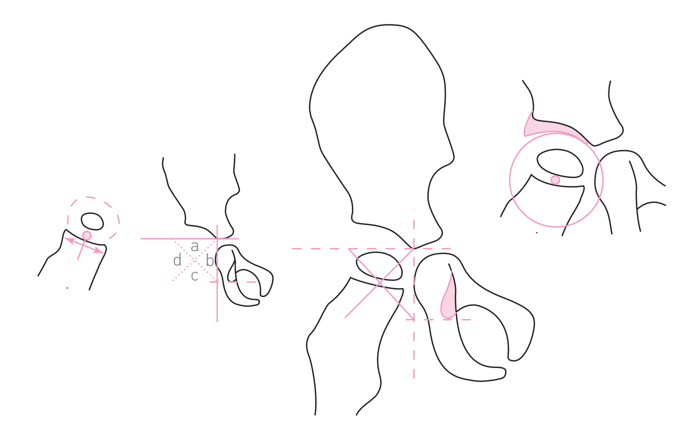


Figura 14-9. Centraje concéntrico de Fernández.

de elección para el diagnóstico radiológico de la luxación congénita de cadera.

Diagnóstico radiográfico de la displasia acetabular (luxación congénita de la cadera)

En la displasia acetabular y en la luxación congénita de la cadera existen tres hallazgos importantes que deben hacerse en las radiografías (tríada de Putti):

1. Desalojamiento lateral y proximal de la cabeza femoral.
2. Hipoplasia del núcleo de osificación de la cabeza femoral.
3. Hipoplasia y cobertura del techo acetabular.

En la luxación congénita de la cadera, el núcleo de osificación de la cabeza femoral es más pequeño que en el lado sano. No existe medición específica para evaluar la hipoplasia.

Desalojamiento lateral y proximal de la cabeza femoral

El desalojamiento lateral de la cabeza femoral se evalúa con las siguientes mediciones:

- Línea *d*. Aumenta a más de 13 a 15 mm.
- Cuadrantes de Ombrédanne. El núcleo de osificación de la cabeza femoral se sitúa en los cuadrantes laterales.
- Coordenada *Y* aumentada.
- Distancia diafisaria aumentada.
- Deformación del paralelogramo de Köpitz.
- Disminución de la superposición de Waldeström.
- Distancia línea *h*-línea de Perkins aumentada (más de la mitad de la anchura epifisaria).
- Ángulo cervicoacetabular disminuido (menos de 120°).

El desalojamiento proximal de la cabeza del fémur se evalúa con las siguientes mediciones:

- Línea *h* de Hilgenreiner disminuida a menos de 8 mm.
- Cuadrantes de Ombrédanne. El núcleo de osificación de la cabeza femoral se encuentra en los cuadrantes proximales.
- Método 1 de von Rosen. La metáfisis proximal del fémur llega a la línea púbica o la cruza. Estos desalojamientos se evalúan con los cuadrantes de Ombrédanne, el arco de Calvé, el arco de Shenton-Ménard, el método 2 de Von Rosen, el paralelogramo de Köpitz, el ángulo cervicoacetabular, el triángulo *ABC* y el centraje concéntrico.

En el método 2 de von Rosen, cuando existe luxación o subluxación de la cadera, la línea que representa al eje longitudinal del fémur es tangente a la ceja cotiloidea o pasa por fuera de ella; el ángulo formado con la línea media disminuye a 40° o menos y la intersección está por arriba de la tercera vértebra lumbar.

Hipoplasia y cobertura del acetábulo

Tales alteraciones del acetábulo se determinan al encontrar disminución del ángulo acetabular y del ángulo de cobertura *CE* de Wiberg.

Constantemente se publican mediciones en la literatura mundial respecto a la cadera del niño, en especial a las tres patologías más importantes en la cadera en crecimiento, es decir, luxación congénita, epifisiolistesis y enfermedad de Legg-Perthes. En seguida se revisan algunas de estas mediciones relativamente nuevas y poco conocidas.

Porcentaje de migración de la cabeza femoral de Reimers (1980)

Es la relación de la anchura de la epífisis proximal respecto a la parte de la misma epífisis no cubierta por el acetábulo (figura 14-10). Se obtiene al trazar líneas verticales, una tangencial al borde más medial de la epífisis femoral y otra tangencial al borde más lateral de dicha epífisis, que representa la anchura de la epífisis (*A*). Se traza una tercera línea, que corresponde a la línea de Perkins, la cual pasa en forma tangencial al borde más externo del techo acetabular; esta línea delimita, con la línea más exterior, la región de la epífisis descubierta por el techo acetabular. Vidal y colaboradores (1985) encontraron que en niños que podían caminar, el porcentaje de migración representaba 50% de los niños que estaban confinados a silla de ruedas.

Línea Z. Ángulo ß de Zsernaviczky y Türk

Estos autores (1985) describieron una medición muy ingeniosa; para obtenerla tomaron una radiografía anteroposte-

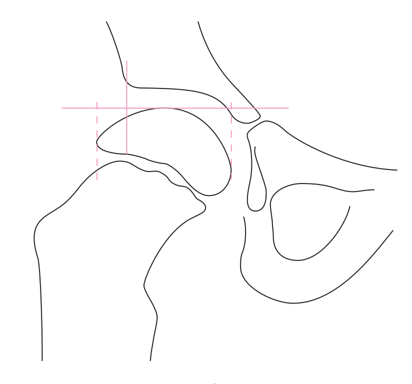


Figura 14-10. Método de Reimers.

rior de la pelvis y dibujaron una línea paralela al techo acetabular y otra línea paralela a la metáfisis proximal del fémur (figura 14-11*A*) (son los lados superior e inferior del paralelogramo de Köpitz). En seguida dibujaron una línea que va desde el punto más lateral del techo acetabular hasta el punto más medial de la metáfisis proximal del fémur, con lo que se forma una figura en forma de *Z* (figura 14-11*B*). En una cadera normal, la línea mencionada pasa por el centro del núcleo de osificación de la cabeza femoral. Las líneas del techo y de la metáfisis habitualmente deben ser paralelas. La intersección de la línea del techo con la línea oblicua forma un ángulo, llamado por los autores ángulo β (figura 14-11*C*). En las displasias de cadera, las líneas del techo y de la metáfisis pierden su paralelismo y el ángulo aumenta; asimismo, la línea oblicua pasa en forma medial al núcleo de osificación de la cabeza femoral.

Estos autores midieron el ángulo β en 1 175 radiografías de niños normales de 3 a 12 meses de edad, y encontraron que el valor normal en la mayoría de los casos fue de 46 a 47°.

Método de Bertol (1982)

Método que mide la distancia que hay desde el punto más medial de la metáfisis proximal del fémur hasta el borde lateral del isquion. La distancia superior es medida desde el punto más proximal de la metáfisis del fémur a la línea de Hilgenreiner (figura 14-12). Cuando el fémur se desaloja en sentido lateral y proximal en la cadera displásica, la distancia medial (medida en milímetros) aumenta y la superior disminuye.

Método de Bertol modificado por Macnicol

Macnicol (1990) modificó el método anterior y generó una relación S/M (superior/medial), es decir, dividió la distancia superior entre la medial. En una cadera estable, la relación es de 2, mientras que en una cadera con inestabilidad progresiva el resultado se aproxima a 1 (figura 14-12).

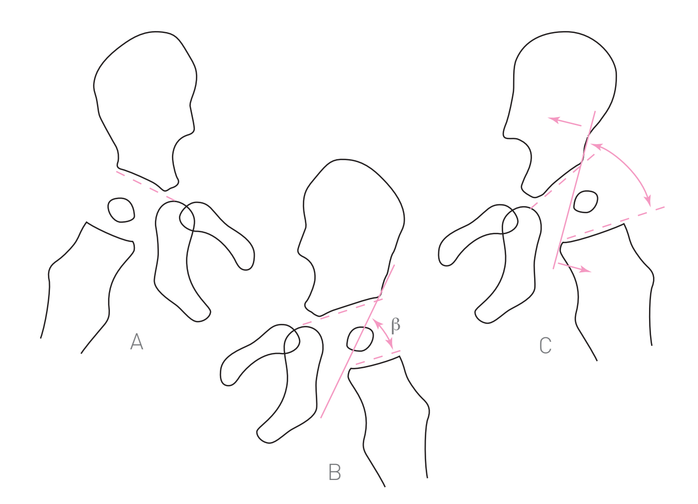


Figura 14-11. Método de Zsernaviczky. **A,** líneas paralelas. **B,** línea *Z* y ángulo β. **C,** displasia.

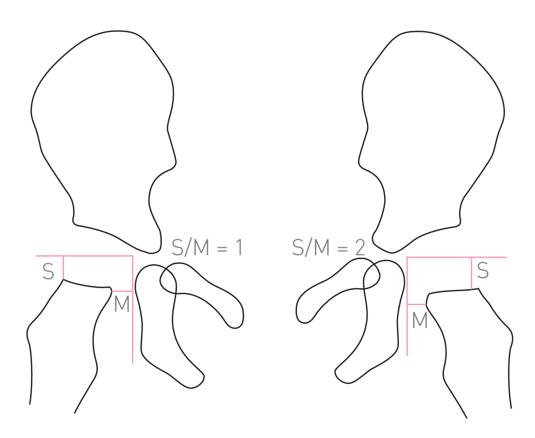


Figura 14-12. Método de Bertol.

Relación *C/B* de Smith

Smith y colaboradores (1968) utilizaron las relaciones *h/b* y *c/b*. Ya se describió cómo se obtiene la línea *h*. La distancia *c* está comprendida entre la línea media que pasa por el eje del sacro hasta el punto más proximal de la metáfisis proximal del fémur, mientras que *b* es la distancia de la línea media a una línea que pasa verticalmente en el punto más lateral del acetábulo, que corresponde a la línea de Perkins (figura 14-13). Estas relaciones evalúan el desalojamiento lateral y proximal del fémur. El valor normal de la relación *c/b* es de 0.60 a 0.85.

Relación *I/Y* de Ishii y Ponseti (1978)

En esta relación, *I* es la distancia horizontal comprendida entre la pared lateral del ilíaco justo sobre el borde del acetábulo y la pared interna del ilíaco (figura 14-13). La distancia *y* está comprendida entre la pared interna de ambos ilíacos justo por arriba de los cartílagos trirradiados. En caderas normales, la relación *I/Y* es igual en ambos lados, mientras que en luxaciones unilaterales, la relación después de la reducción es mayor que en el lado sano. En la figura 14-13 se ilustran las mediciones para la relación *c/b* de Smith.

Método de Smith

Smith y colaboradores (1968) elaboraron una plantilla para medir en forma fácil y precisa la posición lateral y superior de la cadera displásica. Ellos argumentaban que las técnicas radiográficas varían, por lo que la medición directa de las relaciones *c/b* y *h/b* resultaban ineficaces. La distancia *b* (componente de ambas relaciones) se mide desde la línea

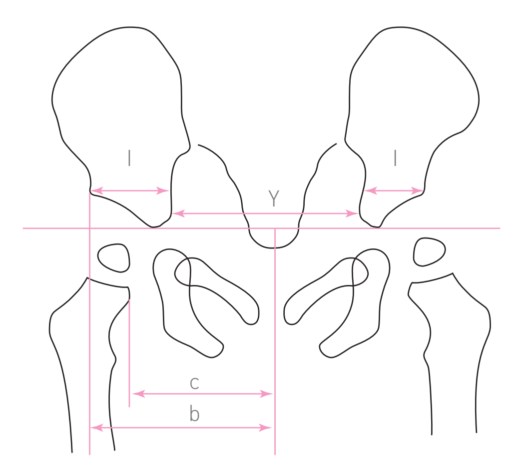


Figura 14-13. Relación *c/b* de Smith.

media a la línea de Perkins, mientras que la distancia *c*, el otro componente de la relación, se mide desde la línea central al punto más medial de la metáfisis femoral (figura 14-13). Si *c* es mayor que *b*, la fracción será mayor de 1.0, lo que indica que la cadera está luxada. La distancia *h* representa el desalojamiento proximal de la cadera y va desde el punto más proximal de la metáfisis femoral a la línea de Hilgenreiner (figura 14-13); si la metáfisis queda en situación superior a la línea de Hilgenreiner, el valor es negativo. Smith y colaboradores utilizan una plantilla (figura 14-14) en todas las edades, con la cual determinan y hacen gráficas de los valores *c*, *b* y *h*.

Ángulo CE de Wiberg modificado por Massie y Howorth

La modificación que hicieron estos autores (1950) al método original de Wiberg parte de la consideración de que en niños menores de 3 años de edad la epífisis de la cabeza femoral tiene una osificación irregular. La modificación consiste en sustituir la línea que une los centros de las cabezas femorales por una línea que es horizontal en relación con la pelvis, lo que permite su uso en niños desde 1 mes de vida. Los autores manifiestan que el ángulo *CE* de por lo menos 20° es normal desde la edad de 3 años (figura 14-15).

Método de Terjesen

Este autor (1996) utilizó la línea vertical de Perkins (que cruza el núcleo de osificación de la cabeza femoral) para medir la distancia que existe entre esta línea al punto más externo de la epífisis femoral (figura 14-16). La línea de Perkins, al prolongarse en sentido distal, cruza la metáfisis femoral y mide el porcentaje que queda por fuera de la línea, entre la distancia desde el borde medial de la metáfisis hasta la línea de Perkins *m:*

$$\frac{l}{m} \times 100$$

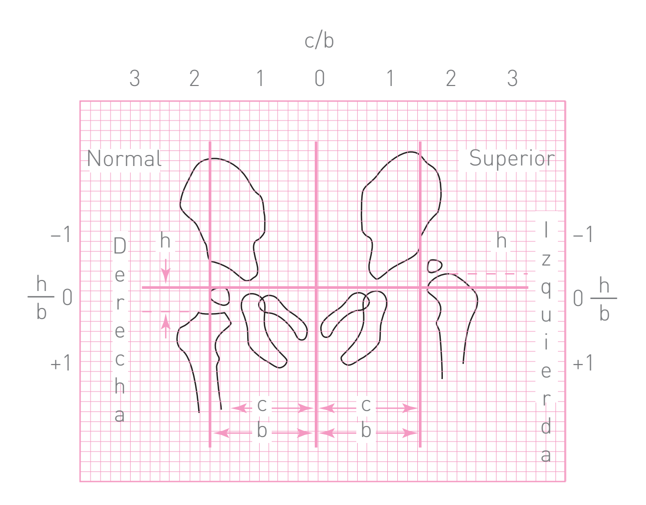


Figura 14-14. Plantilla de Smith.

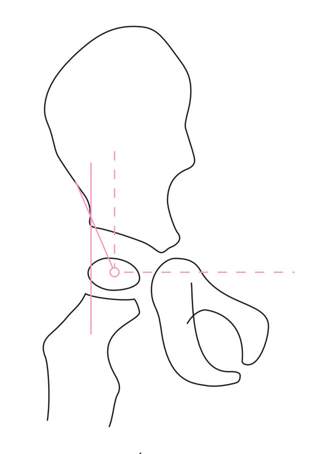


Figura 14-15. Ángulo CE modificado.

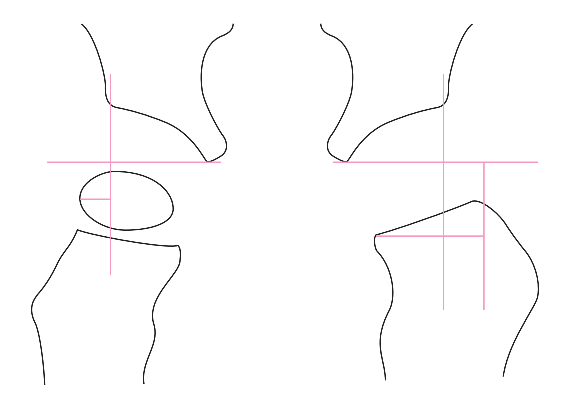


Figura 14-16. Método de Terjesen.

Método de Sutherland y Moore (1991)

Estos autores utilizaron el siguiente método para valorar el resultado de la doble osteotomía innominada (figura 14-17). Primero determinaron el desplazamiento lateral

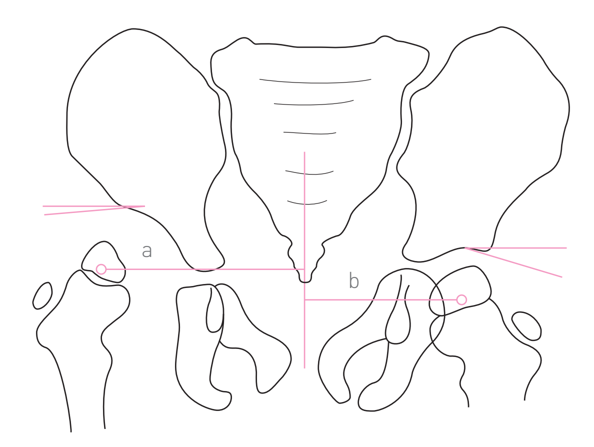


Figura 14-17. Método de Sutherland y Moore.

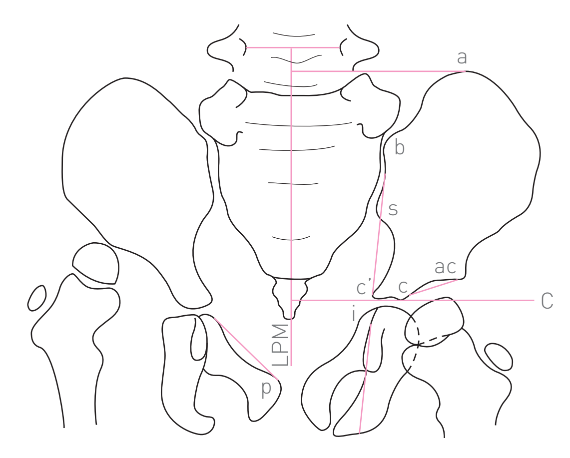


Figura 14-18. Método de Albiñana. Redibujada de Albiñana J. Radiologic pelvic asymmetry in unilateral late-diagnosed developmental dysplasia of the hip. *J Pediatr Orthop* 15:753. 1995.

relativo, que es la distancia del centro de la cabeza femoral a la línea media. La relación se obtiene al dividir el lado luxado *a* entre el lado sano *b*.

Después se determina la inclinación del borde lateral del techo acetabular, que está formado por la intersección de la línea horizontal con una línea que prolonga el borde del techo acetabular (figura 14-17). La inclinación es menor en la cadera displásica que en el lado sano.

Asimetría de la pelvis en la luxación inveterada congénita de la cadera

Métodos de Albiñana

Albiñana y colaboradores (1995) evaluaron la forma y la simetría de la pelvis en pacientes con luxación congénita de la cadera inveterada.

Mediciones (figura 14-18). Se traza una línea que una ambos pedículos de la quinta vértebra lumbar o las apófisis transversas de la primera vértebra sacra. Se dibuja una línea perpendicular a la anterior y se dirige en sentido vertical; a ésta se le conoce como línea media de la pelvis (LMP), pues divide a la pelvis en dos mitades y sirve como referencia para los puntos de referencia, los parámetros lineales y los parámetros angulares.

Puntos de referencia (figura 14-18). Son los siguientes: 1) el punto *a* indica el borde superior de la cresta ilíaca; es el sitio por donde pasa una línea horizontal; 2) el punto *b* es el punto más medial del ala ilíaca al nivel de la articulación sacroilíaca; 3) el punto *c* es el punto más inferolateral del ilíaco en el cartílago trirradiado; 4) el punto *c'* es el punto más inferomedial del ilíaco en el cartílago trirradiado; 5) el punto *i* es el punto más superomedial del pubis en el cartílago trirradiado; 6) el punto *p* es el punto más superomedial del pubis al nivel de la sínfisis; 7) el punto *s* es el punto más inferomedial del ilíaco en la articulación sacroilíaca; 8) el punto *ac* es el punto más superolateral del techo acetabular si se considera la línea más esclerótica en la cavidad acetabular, y 9) la línea *C* es la línea perpendicular a la línea media de la pelvis.

Parámetros lineales (figura 14-19). Se miden en milímetros y son los siguientes: 1) altura del ilíaco (AI). Es la distancia entre el punto *c'* y el punto *a. 2)* Anchura del ilíaco (*ai*). Es la distancia dibujada perpendicularmente a la distancia *AI*. 3) Calibre del techo acetabular. Es la distancia entre el punto *c* y el punto *c'*. 4) Anchura de la imagen en lágrima. Es la distancia entre el borde medial y el borde lateral de la imagen en gota. 5) Diámetro del agujero obturado. Es el diámetro transverso más ancho del agujero obturado y perpendicular a la línea media de la pelvis. 6) Eje del ilíaco. Es la línea dibujada perpendicularmente a la línea *C* desde el punto *c'. 7)* Eje del pubis. Es una línea que une el punto *p* y el punto *i*. 8) Eje del isquion. Es la línea dibujada sobre la línea esclerótica vertical en el borde medial de la imagen en lágrima.

Para clasificar el grado de luxación, los autores consideran dos distancias. La primera es la distancia *D*, que es

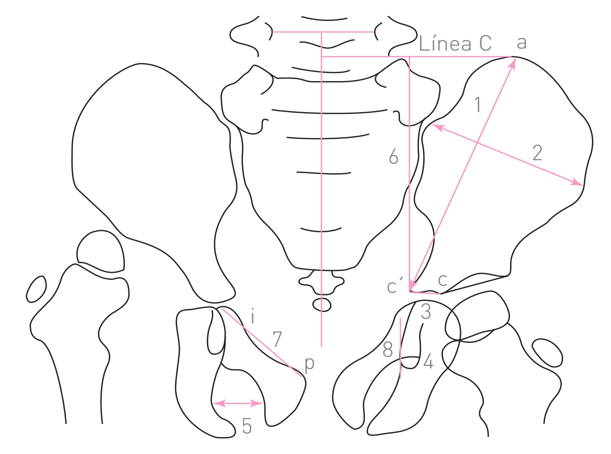


Figura 14-19. Método de Albiñana.

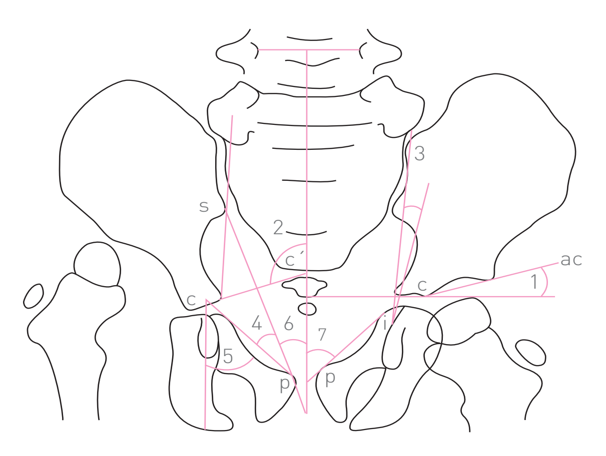


Figura 14-20. Método de Albiñana.

la comprendida entre el punto más medial de la metáfisis proximal y la línea media de la pelvis; debe ser perpendicular a la línea media de la pelvis. La otra es la distancia *H*, que es la comprendida entre el punto más alto de la metáfisis femoral y la línea horizontal sobre el punto *c*. Si la metáfisis femoral se encuentra sobre la línea horizontal, la distancia tendrá un valor negativo. Si la metáfisis femoral queda por debajo de la línea horizontal, la distancia tendrá un valor positivo.

Parámetros angulares. Se miden en grados y son los siguientes (figura 14-20): 1) Ángulo acetabular. Está formado por la línea *c-ac* y la línea perpendicular a la línea media de la pelvis. 2) Ángulo *cc'*. Es el formado por la línea *cc'* *y* la línea media de la pelvis. 3) Ángulo ilioisquiático. Es el formado por el eje del ilíaco y el eje del isquion. Se le asignan valores positivos si el eje del ilíaco es lateral al del isquion. 4) Ángulo iliopúbico. Es el formado por el eje del ilíaco y el eje del pubis. Se le asignan valores positivos si el eje del ilíaco es caudal al del pubis. 5) Ángulo isquio-púbico. Es el formado por el eje del isquion y el del pubis. 6) Ángulo sacropúbico. Es el formado por la línea que une a los puntos *p, s* y a la línea media de la pelvis. 7) Ángulo púbico. Es el formado por la línea que une los puntos *p, i* y la línea media de la pelvis.

Método de Mitani

Este método fue utilizado por Mitani y colaboradores (1993) para el control y evaluación de la luxación congénita de la cadera, tratada con el arnés de Pavlik (figura 14-21).

Relación de la posición lateral de la cabeza femoral

Se traza una línea horizontal perpendicular a la línea media de la pelvis desde el borde más externo del techo acetabular (*E-H*1). Se traza otra línea horizontal y paralela a la anterior desde el centro de la epífisis femoral hasta la línea media de la pelvis (*C-H*2). La relación se calcula así:

*C-H*2/*E-H*1

Altura del acetábulo

Distancia desde el punto más externo del techo acetabular (*E*) a la línea horizontal que una el borde inferior de ambas imágenes en gota. La anchura del techo acetabular (3) se mide en milímetros, al igual que la distancia a la imagen en gota (1). El índice acetabular aproximado es *ET*/2. El ángulo epífisis-diáfisis se aprecia en la figura (4).

Ángulo *ACM* de Broughton

Se traza una línea desde el punto *A* (borde más externo del techo acetabular) (figura 14-22*B*) al punto más inferior del acetábulo (*B*). En el punto medio (*M*) de la distancia *A-C* se tiende una línea perpendicular hasta llegar al fondo del acetábulo (*c*); es la distancia *M-C*. Desde el punto *C* se proyecta una línea al punto A. El ángulo se forma por *ACM*. El punto *Z* es el centro geométrico de la cabeza femoral.

La distancia entre el punto *M* y el *Z* (distancia *M-Z*) varía desde 0 hasta 17 mm y el ángulo *ACM* de 40 a 58°. Este ángulo lo utilizaron Broughton y colaboradores (1989) junto con otras mediciones, como las relaciones *c/b* y *h/b* de Smith (1968) y la cobertura de Menelaus (1978).

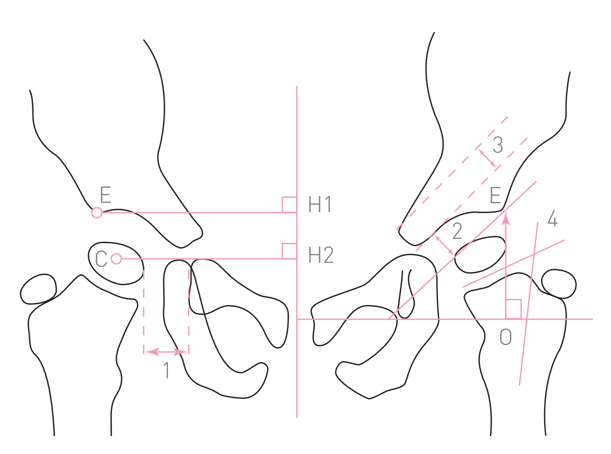


Figura 14-21. Método de Mitani.

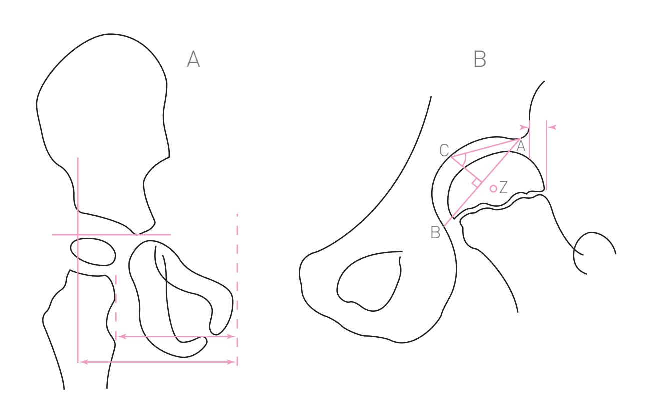


Figura 14-22. A, índice de cobertura cefálica. **B,** triángulo ACM de Broughton.

Discrepancia centro-cabeza femoral de Chen

El método de Chen y colaboradores (1994) consiste en localizar el centro de la cabeza femoral de cada cadera *N* y *L* en una radiografía anteroposterior (figura 14-23). Se traza la línea media o eje del sacro que se interseca con la línea horizontal que une ambos centros de las cabezas femorales; el punto de intersección se llama *C*.

Se trazan sendas líneas verticales tangenciales al punto más medial de las metáfisis femorales. La letra *L* representa el borde lateral de la metáfisis femoral. La letra *M* es el punto más medial de las metáfisis femorales. La relación de la discrepancia centro-cabeza femoral se calcula de la siguiente forma:

$$(CL - NC)/NC \times 100$$

Método de Saleh para valorar la remodelación de la pelvis (1995)

Método que se utiliza en pacientes a quienes se les ha operado con la osteotomía de Salter. Sirve para valorar la evolución de la remodelación de la pelvis y de la cadera (figura 14-24). Se traza la línea media de la pelvis y en seguida una línea horizontal perpendicular a la línea anterior hasta el borde medial de la espina ilíaca. Esta distancia disminuye después de la osteotomía. Después se calcula el área del agujero obturado mediante la técnica de puntuación, colocando una plantilla cuadriculada sobre el agujero mencionado. Se comparan las radiografías (preoperatoria y posoperatoria); se divide el resultado del lado operado entre el lado no operado, para después multiplicarlo por 100:

$$\text{cadera operada/no operada} \times 100$$

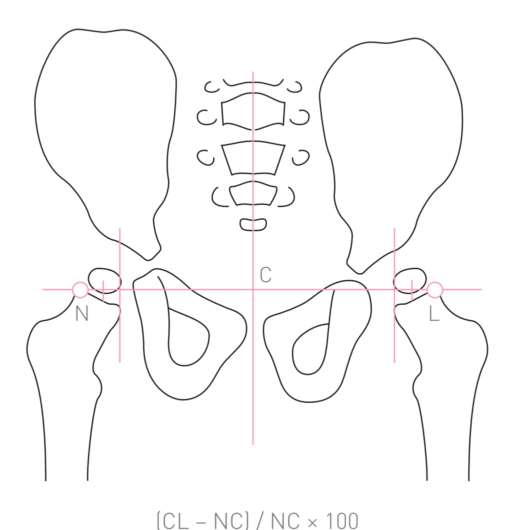


Figura 14-23. Método de Chen.

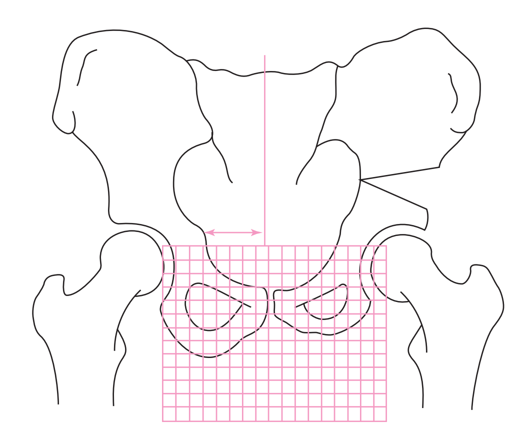


Figura 14-24. Método de Saleh.

Osteotomía pélvica. Índice de migración

Método de Dietz y Knutson (1995)

El índice de migración se obtiene al trazar una línea horizontal que una ambas imágenes en gota (figura 14-25). Posteriormente, se trazan líneas perpendiculares a la horizontal que pasen por los bordes medial y lateral de la cabeza femoral, junto con otra que pase por el borde más externo del techo acetabular. El índice de migración es la relación de la parte de la cabeza femoral descubierta del acetábulo con la anchura total de la cabeza femoral (*a/b* × 100). Se traza una línea perpendicular a la línea que une ambas imágenes en gota. La altura de la osteotomía del ilíaco sobre el acetábulo se calcula sobre el borde externo del techo acetabular. El ángulo de la osteotomía es el que se forma con la línea vertical y la línea del plano de la osteotomía.

El porcentaje de desplazamiento de la osteotomía se determina por la relación del desplazamiento de la osteotomía entre la anchura de la pelvis, multiplicado por 100.

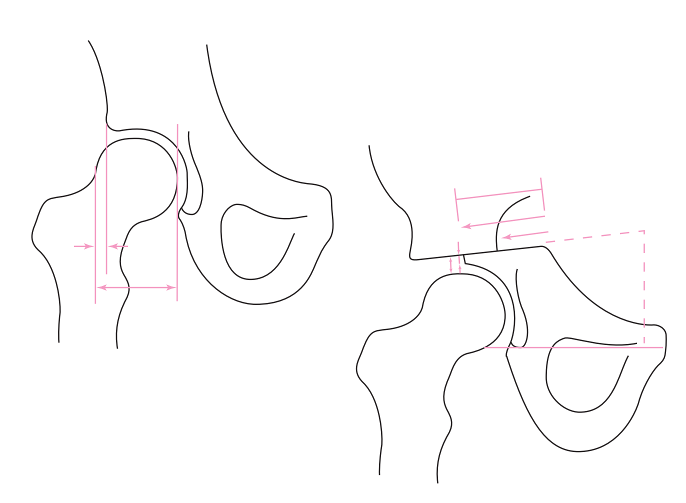


Figura 14-25. Método de Dietz y Knutson.

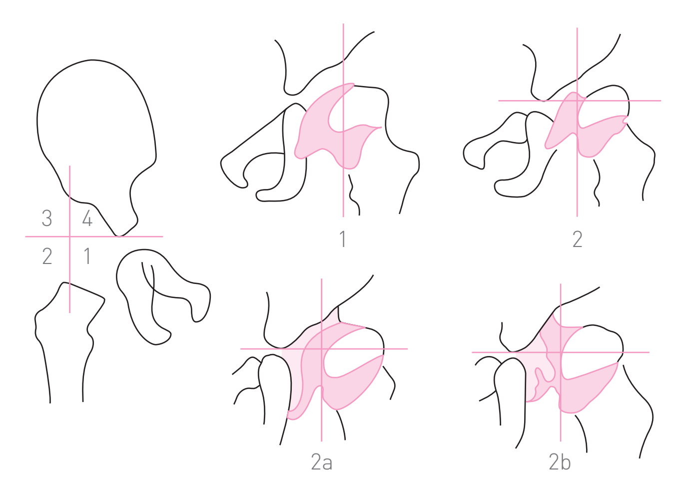


Figura 14-26. Método de Tönnis.

Mediciones en la artrografía de la cadera displásica

Método de Tönnis (1987)

En una radiografía anteroposterior se trazan los cuadrantes de Ombrédanne (figura 14-26); se enumeran empezando por el inferomedial en sentido de las manecillas del reloj hasta llegar al cuarto. Las caderas localizadas en el cuadrante 1 son normales; las situadas en los cuadrantes 2 y 3 están luxadas; el cuadrante 4 (situado interiormente, pero alto) denota una luxación inusual, que ha emigrado demasiado por detrás del acetábulo.

Según Tönnis, la clasificación del patrón de la luxación con las caderas en posición neutra es como sigue:

- Grado 1. La cabeza femoral está desplazada lateralmente en no más de 2/3 de su anchura en relación con el reborde cartilaginoso del acetábulo; el *labrum* presenta eversión y continúa cubriendo a la cabeza.
- Grado 2. La cabeza femoral se ha desplazado lateralmente en no más de 2/3 de su anchura, pero aún no ha cruzado el reborde cartilaginoso en más de 1/3 de su altura en dirección vertical.
- Grado 3. La cabeza femoral se ha desalojado hacia arriba en más de 1/3 de su altura. Los grados 2 y 3 se subdividen en *a*, si el *labrum* presenta adelgazamiento, eversión y aún cubre a la cabeza femoral, y en *b* si el *labrum* es corto, redondeado, moderadamente invertido o invaginado y deformado (figura 14-27).
- Grado 4. La cabeza femoral se encuentra completamente luxada, alejada de la línea media y ascendida, con el *labrum* interpuesto, la cápsula articular constreñida o ambos.
- Grado 4*a*. El *labrum* pende verticalmente, por lo general acompañado por un pliegue de la cápsula articular.
- Grado 4*b*. El *labrum* es grande e invaginado dentro del acetábulo y obstruye la reducción.

Distancia *T* y clasificación de artrografías de Tanaka

Tanaka y colaboradores (1994) hicieron la clasificación de las artrografías con la cadera en completa abducción (90°) y con rotación lateral.

- Tipo 1. Sin tejido blando interpuesto.
- Tipo 2. Pequeñas plicaturas de tejido blando en la región más lateral del acetábulo.
- Tipo 3. Limbo invertido, que cubre la mitad del techo acetabular.
- Tipo 4. Tejido blando y delgado interpuesto, que cubre tanto el techo como el fondo del acetábulo; la cabeza femoral continúa abocada.
- Tipo 4*a*. El medio de contraste muestra tejido fibroadiposo, el *limbus* está invertido y la cabeza está luxada.
- Tipo 4*b*. El fondo acetabular es muy ancho, tanto en posición reducida como luxada.

Distancia *T*. Se dibuja una línea desde el centro de la cabeza cartilaginosa femoral (habitualmente se localiza en el punto medio de la anchura de la metáfisis femoral) dirigida hacia el borde inferior del ilíaco (figura 14-28*B*). El grosor del defecto de llenado, que se hace evidente por el medio de contraste, constituye la distancia *T*, la cual se mide en milímetros. Si la distancia *T* es mayor de 3.5 mm,

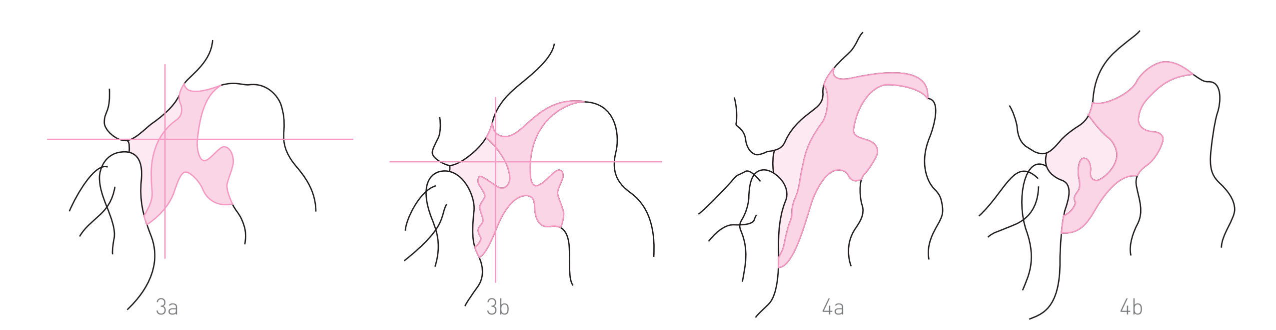


Figura 14-27. Método de Tönnis.

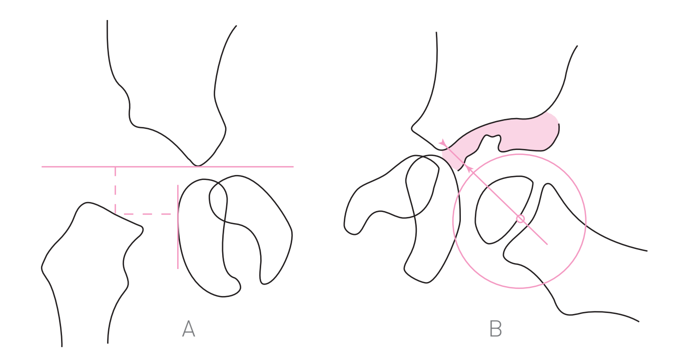


Figura 14-28. **A,** método de Yamamuro. **B,** distancia *T*.

se considera anormal e indica hipertrofia importante del pulvinar, invaginación del *labrum* o ambos.

Distancias *a* y *b* de Yamamuro y Chene

Tanaka y colaboradores (1994) utilizaron, junto con la distancia *T*, las distancias *a* y *b de* Yamamuro (1975) para evaluar los resultados de tratar a sus pacientes con tracción previa a la reducción (figura 14-28*A*). Se dibujan dos líneas desde el punto medio de la anchura de la metáfisis del fémur, una vertical *(a)* y perpendicular a la línea de Hilgenreiner y otra horizontal y perpendicular al borde lateral del isquion.

Valoración de la deformidad de la cabeza femoral de Imatani

Imatani y colaboradores (1995) utilizaron la relación de alargamiento femoral (de la cabeza del fémur). El método consiste en determinar el centro de la cabeza femoral en ambas caderas mediante los círculos concéntricos de Mose. Se traza el radio de las caderas al círculo que corresponda al tamaño y forma de la cabeza (figura 14-29). La letra *R* designa el radio de la cabeza luxada, mientras que *r* designa el de la cadera sana. La relación se calcula de la siguiente forma:

$$R^2 \pi / r^2 \times 100$$

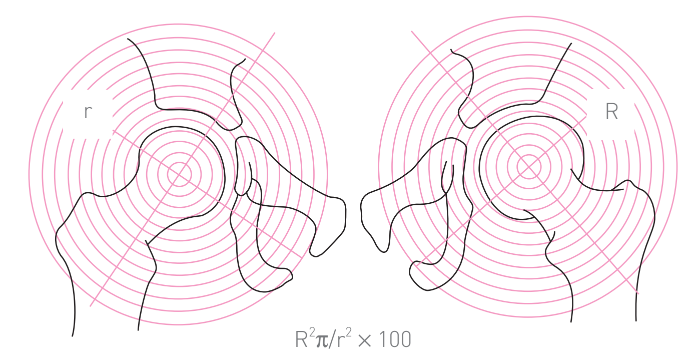


Figura 14-29. Método de Imatani. Redibujada de Imatani J *et al.* Coxa magna after open reduction for developmental dislocation of the hip. *J Pediatr Orthop* 15:337. 1995.

Se mide el radio de la cabeza femoral (*H*), el diámetro del cuello femoral en su distancia más corta (*N*), el diámetro de la diáfisis femoral (*S*) a 5 cm distales de la tuberosidad del vasto lateral y la distancia entre ambos bordes mediales de los ilíacos (*T*), tanto en la artrografía preoperatoria (figura 14-30*A*) como en la posoperatoria (figura 14-30*B*). La relación del incremento del radio de la cabeza femoral *(Hr)* se expresa así:

$$(H2/T2) / (H1/T1) \times 100$$

La relación del incremento del diámetro del cuello femoral (*Nr*) se expresa de la siguiente manera:

$$(N2/T2) / (N1/T1) \times 100$$

La relación del incremento del diámetro femoral (*Sr*) se expresa:

$$(S2/T2) / (S1/T1) \times 100$$

Relación del contenido medial de medio de contraste de Liu

Liu y colaboradores (1996) utilizaron una artrografía posterior a la reducción para medir la distancia que se encuentra entre el centro de la epífisis (punto intermedio de la anchura de la metáfisis femoral) (figura 14-31) al fondo

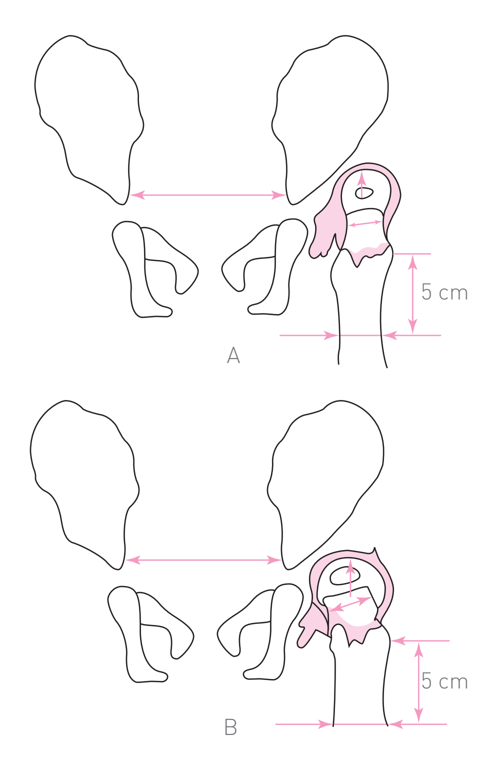


Figura 14-30. Método de Imatani. Redibujada de Imatani *et al.* Coxa magna after open reduction for developmental dislocation of the hip. *J Pediatr Orthop* 15:337. 1995.

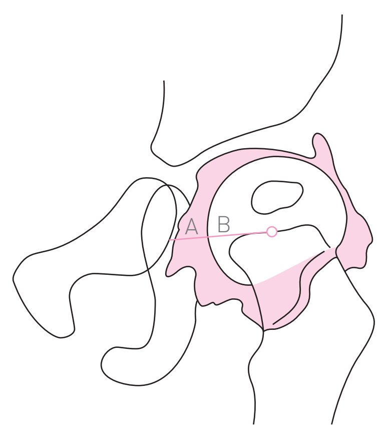


Figura 14-31. Método de Liu. Redibujada de Liu JSC. Arthrographic evaluation of developmental dysplasia of the hip. Clin Orthop 326:229. 1996.

del acetábulo. Dicha distancia se divide en dos líneas: la *A*, que es la anchura del espacio articular (contenido de medio de contraste), y la *B*, que representa el radio de la cabeza femoral. La relación del contenido medial del medio de contraste es el porcentaje de la distancia más ancha del medio de contraste en el fondo acetabular (*A/B* × 100). También valoraron la forma, el tamaño y la situación del limbo.

Los autores clasificaron las artrografías en seis tipos de acuerdo con los resultados:

- Tipo 1. La relación es menor de 20% y el limbo normal en dos o más posiciones.
- Tipo 2. La relación es menor de 20% en dos o más posiciones, pero la periferia del limbo es anormal.
- Tipo 3. La relación es menor de 20% solamente en posición de ancas de rana o con abducción y rotación medial.
- Tipo 4. Relación mayor de 20% con la cadera reducida.
- Tipo 5. La reducción sólo puede lograrse en posición de ancas de rana, en abducción con rotación medial o en ambas; la relación es de más de 20%.
- Tipo 6. La cadera no puede reducirse o la cabeza femoral se encuentra afuera y bajo el limbo en cualquier posición.

Existen muchas publicaciones con clasificaciones de artrografías; las más importantes se presentan en el cuadro 14-3.

Cuadro 14-3. Clasificaciones de artrografías.

Autor	Año	Tipos	Características de la clasificación
Leveuf	1947	2	Forma del limbo
Mitchell	1963	3	Desalojamiento de la cadera
Race y Herring	1983	4	Calidad de la reducción
Forlin y colaboradores	1992	8	Forma del limbo

Ángulo ilíaco

Está formado por la intersección de la línea *Y-Y* de Hilgenreiner, con una línea que pasa por el borde externo del techo acetabular y por el punto más lateral de la cresta ilíaca (figura 14-32). El valor normal de este ángulo es de 43 a 67° al nacimiento y de 44 a 74° (promedio de 58°) a los 6 meses de edad.

Diagnóstico de síndrome de Down

El síndrome de Down es un padecimiento caracterizado por la presencia de un cromosoma supernumerario. Se manifiesta clínicamente por alteraciones morfológicas, sobre todo en el rostro, que en conjunto reciben el nombre de *facies mongoloide;* el desarrollo psíquico se detiene en este padecimiento. Las alteraciones morfológicas se traducen en individuos de talla baja, extremidades cortas y dedos de las manos cortos; en ocasiones se presenta laxitud considerable de los ligamentos.

En enfermedades como ésta no es raro ver alteraciones de la pelvis ósea, sobre todo en la forma y orientación del ilíaco. En el síndrome de Down, la pelvis tiene menor altura, está ensanchada y en eversión; recibe el nombre de pelvis mongoloide (Kaufman). El índice ilíaco es útil para el diagnóstico del síndrome de Down.

Índice ilíaco

Se refiere a la relación que existe entre el ángulo ilíaco y el ángulo acetabular. Es la suma de estos dos ángulos (tanto derechos como izquierdos), cuyo producto se divide entre 2, tal como lo expresa la siguiente fórmula:

$$Rt\alpha + Lt\alpha + Rt\beta + Lt\beta/2$$

en donde $Rt\alpha$ es el ángulo acetabular derecho, $Lt\alpha$ el ángulo acetabular izquierdo, $Rt\beta$ el ángulo ilíaco derecho y $Lt\beta$ el ángulo ilíaco izquierdo.

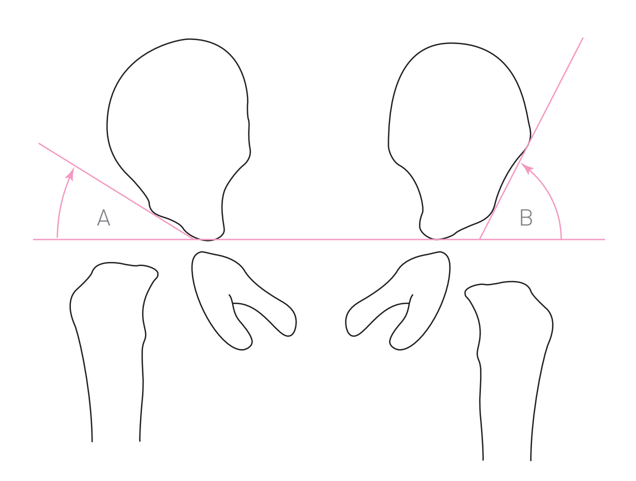


Figura 14-32. A, ángulo acetabular. **B,** ángulo ilíaco.

Astley, de acuerdo con el índice ilíaco, considera que un índice ilíaco menor de 60° indica mongolismo posible, uno mayor de 78° es normal y uno de 60 a 68° indica mongolismo probable. Russe califica como normales los índices de 68 a 97° al nacimiento y de 63 a 99° a los 6 meses de edad.

Coxa vara y coxa valga

Ya se ha mencionado que la posición del segmento corporal por radiografiar modifica las relaciones angulares de dicho segmento, lo que ocasiona que los ángulos que se deben medir ofrezcan valores diferentes y, por tanto, falsos.

Esto es muy demostrativo, sobre todo en la medición del ángulo cervicodiafisario del fémur, el que se modifica según la posición en que se encuentre la cadera (en posición neutra o con rotación medial o lateral). A fin de obtener una medición más fidedigna para el diagnóstico de valgo o varo de la cadera, es útil la relación o distancia cefalotrocantérica, ya que ésta es constante y no se modifica ni altera con las posiciones de rotación neutra, lateral o medial del fémur, y tampoco con las posiciones de abducción, aducción o en la posición de rana.

Distancia articulotrocantérica de Edgren (1965)

También se conoce como relación cefalotrocantérica. Es útil para el diagnóstico de coxa vara o coxa valga; puede utilizarse desde el momento en que aparece el núcleo de osificación de la epífisis femoral. Se determina mediante el eje longitudinal del fémur (el que nunca cambia con las rotaciones de dicho hueso); en seguida, se traza una línea perpendicular a dicho eje, que sea tangencial al borde superior (o punto más alto) de la epífisis del mismo hueso. Se traza otra línea también perpendicular al eje diafisario del fémur, que sea tangencial al borde o punto más alto del núcleo de osificación de la apófisis del trocánter mayor. Se procede a medir la distancia existente entre estas dos líneas paralelas, que constituye la distancia cefalotrocantérica, que no se modifica con las rotaciones del fémur. Esta distancia debe ser simétrica al lado contralateral (figura 14-33). En el adulto se sigue el mismo procedimiento. En la figura 14-34 aparecen, de izquierda a derecha, un fémur normal, un fémur con anteversión y disminución de la distancia cefalotrocantérica, un fémur con coxa valga y aumento de la distancia cefalotrocantérica y un fémur con coxa vara y disminución más importante de la distancia cefalotrocantérica (véase también la figura 2-9).

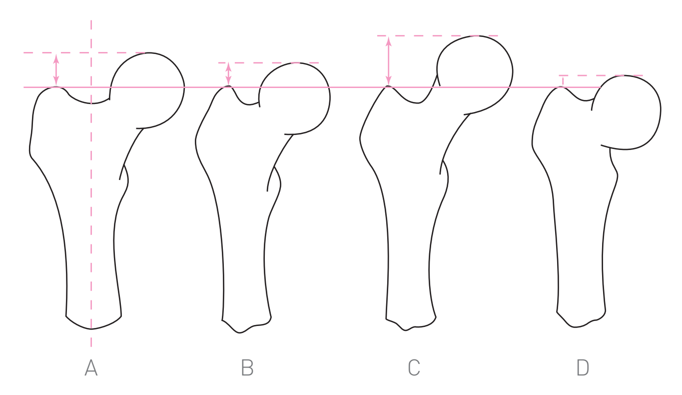


Figura 14-34. **A,** normal. **B,** anteversión. **C,** coxa valga. **D,** coxa vara.

Índice de esfericidad de la cabeza femoral (índice esférico)

Este índice determina la esfericidad de la cabeza femoral al dividir la máxima altura (*a*) entre la máxima anchura (*b*); el resultado se multiplica por 100:

$$\text{Índice esférico} = a/b \times 100$$

El resultado debe ser simétrico con el del lado opuesto; aumenta con la edad. Es útil en el diagnóstico de la luxación congénita de la cadera y para evaluar el crecimiento de la cabeza del fémur (figuras 14-35 y 14-36).

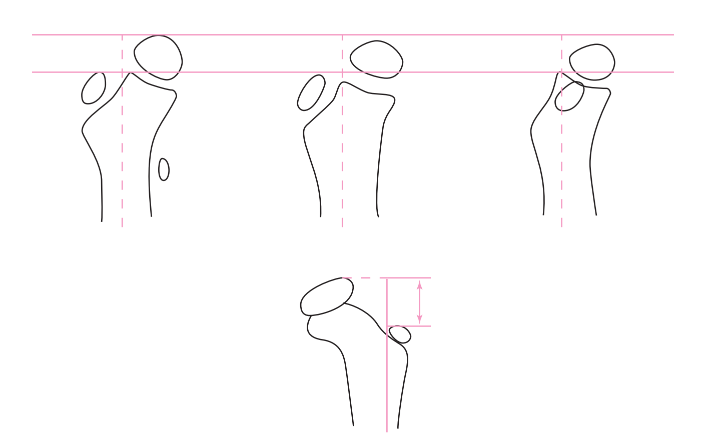


Figura 14-33. Distancia articulación-trocánter de Edgren.

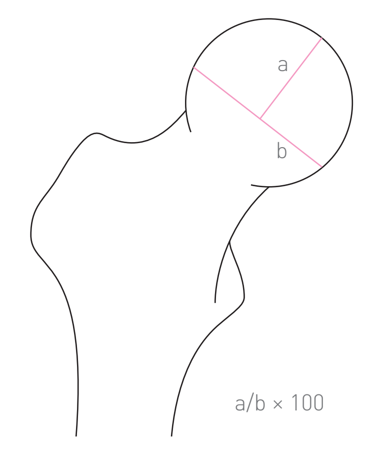


Figura 14-35. Índice de esfericidad.

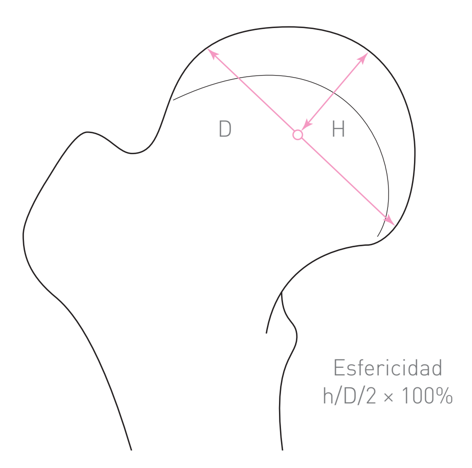


Figura 14-36. Índice de esfericidad.

Ángulo epifisiodiafisario del fémur de Alsberg (1899)

Está formado por la intersección de una línea que pasa por el plano de la fisis proximal del fémur con el eje diafisario del mismo. Este ángulo es de aproximadamente 45° e indica la orientación de la placa fisaria proximal del fémur (figura 14-37). Jones (1977) atribuyó más sensibilidad al índice de orientación de la fisis del fémur que al ángulo cervicodiafisario.

Diagnóstico de epifisiolistesis de la cabeza femoral

Deslizamiento de la epífisis de la cabeza femoral que se presenta en la pubertad y que se debe a trastornos hormonales. En muchas ocasiones se llama también epifisiólisis, epifisiólisis juvenil, coxa vara epifisaria y coxa vara *adolescentium*. Los signos radiográficos para su diagnóstico se detallan a continuación.

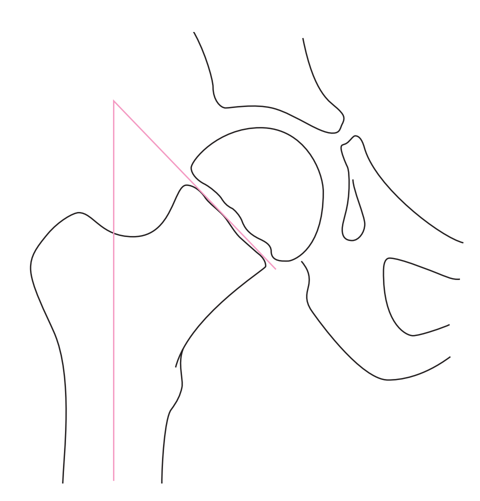


Figura 14-37. Ángulo epifisiodiafisario de Alsberg.

Línea de Klein

La línea de Klein es la prolongación del borde superior del cuello femoral. En condiciones normales pasa o corta a la epífisis de la cabeza del fémur. Forma, con la base de dicha epífisis, un ángulo de grado variable, llamado ángulo de Gages o ángulo metaepifisario (figura 14-38*A*). Munuera (1996) la llamó línea de Thretowan. El eje del cuello femoral pasa por el centro de la epífisis femoral, que se localiza aproximadamente en la mitad de la anchura del cartílago de crecimiento. La línea de Klein, cuando la articulación de la cadera se encuentra en posición neutra, pasa por el tercio externo del techo acetabular.

Línea basicapital

Es una línea que une el punto superoexterno con el inferointerno de la base de la epífisis (figura 14-38*A*).

Ángulo cervicocapital

Está formado por la intersección de la línea de Klein con la línea basicapital. Mide alrededor de 90° y disminuye con la epifisiolistesis femoral (figura 14-38*A*).

Flecha basicapital

Línea perpendicular a la línea basicapital en su punto medio. Se dirige a la línea de proyección del borde anterior de la base epifisaria. Esta flecha aumenta con los deslizamientos posteriores (figura 14-38*B*).

Ángulo epifisiocervical

Está formado por la intersección de la línea epifisaria (es decir, el plano de orientación del cartílago de crecimiento) situada en la base de la cabeza femoral, con la línea que forma el eje longitudinal del cuello del mismo hueso.

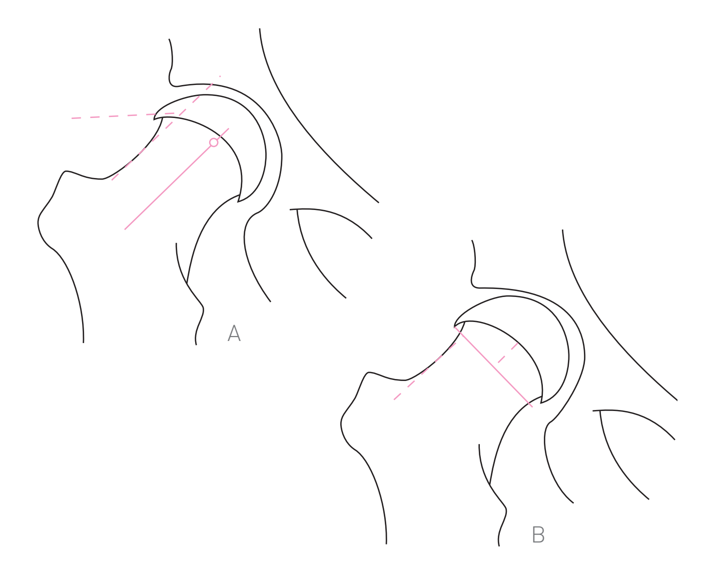


Figura 14-38. Línea de Klein. Ángulo de Gages.

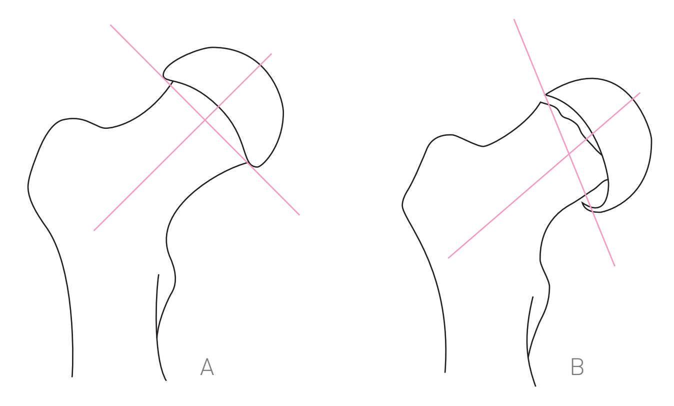


Figura 14-39. Ángulo epifisario cervical

El ángulo se mide en el cuadrante lateral y su valor es de aproximadamente 90° (figura 14-39*A*). La razón de medir este ángulo en el cuadrante lateral radica en que la línea epifisaria tiende a la posición vertical cuando la epífisis se desliza hacia atrás y hacia adentro (figura 14-39*B*).

Ángulo epifisiodiafisario lateral o ángulo de Southwick (1967)

Está formado por el eje diafisario del fémur y por una línea que es perpendicular a otra que une el borde superior con el borde inferior de la epífisis (figura 14-40). La diferencia entre los ángulos de ambas caderas determina la pauta que debe seguirse respecto del tratamiento de la epifisiolistesis femoral proximal.

Southwick señala que si la diferencia es mayor de 30°, se debe hacer una osteotomía a través del trocánter menor; si la diferencia es menor de 30°, se debe efectuar una fijación *in situ*. Este ángulo se mide en la radiografía anteroposterior y en la lateral (figura 14-40).

Proyección de Lowenstein

En esta proyección (en una radiografía axil), el eje diafisario del fémur forma, con la base de la epífisis, un ángulo cercano a los 90° (figura 14-41). El eje de la epífisis (perpendicular a la base de la misma) forma una sola línea con el eje diafisario del fémur.

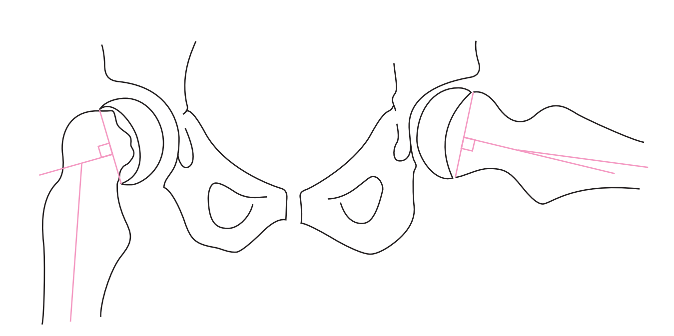


Figura 14-40. Ángulo de Southwick.

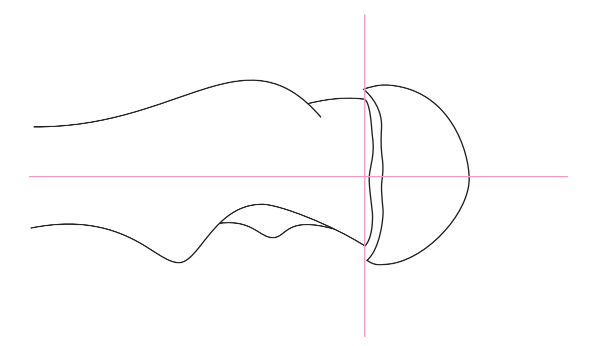


Figura 14-41. El eje diafisario del fémur forma, con la base de la epífisis, un ángulo cercano a los 90°. El eje de la epífisis (perpendicular a la base de la misma) forma una sola línea con el eje diafisario del fémur.

Diagnóstico de la epifisiolistesis femoral

Radiografía anteroposterior. La línea de Klein es tangencial o está separada de la epífisis. El ángulo de Gages está aumentado. Disminuye el espacio articular medial. El centro de la epífisis se aleja del eje del cuello (figura 14-42).

Radiografía axil. Aquí se consideran el ángulo de deslizamiento, formado por el eje de la epífisis con el eje diafisario, y el ángulo de decantación, formado por la intersección de la base epifisaria con la línea perpendicular al eje diafisario del fémur (figura 14-43).

Chapchal (1968) afirmó que en la radiografía axil es posible medir el espacio entre el punto anterosuperior de la metáfisis y el reborde epifisario (figura 14-43). Se considera patológica una medición mayor de 10 mm.

Clasificación de Judet (1950)

- Estadio 1. El cartílago de conjugación está adelgazado, alargado y borroso. La metáfisis es más transparente que la del lado sano. La línea de Klein pasa por la cabeza femoral, lo que hace que el segmento lateral sea más pequeño que el del lado opuesto. El ángulo cervicocapital disminuye. La flecha basicapital disminuye.

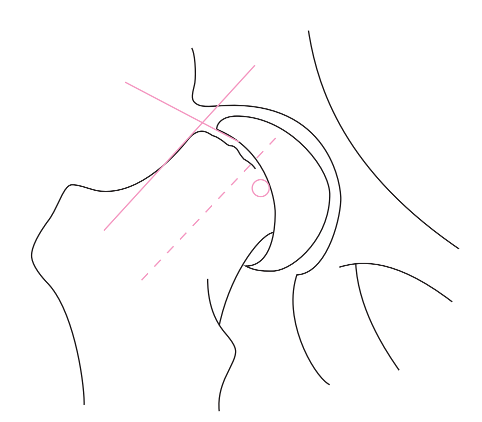


Figura 14-42. Cociente epifisario.

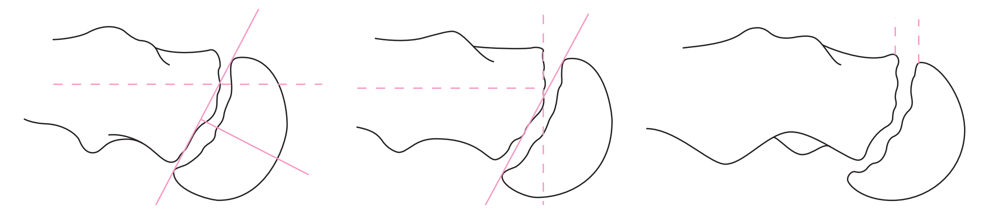


Figura 14-43. Ángulo de deslizamiento. Eje de la epífisis, eje diafisario, ángulo de decantación, base de la epífisis y línea perpendicular al eje diafisario del fémur.

- Estadio 2. Hay disminución progresiva del ángulo cervicocapital. La línea de Klein corta un segmento lateral más pequeño de la cabeza femoral, es tangencial a ésta o queda por fuera de ella. La flecha basicapital está aumentada en comparación con el lado sano debido al deslizamiento posterior progresivo. Existe una distancia desde la cabeza hasta la línea de Klein. El ángulo cervicocefálico lateral, de seno posterior, no excede los 20°.
- Estadio 3. El desplazamiento es evidente; el cuello está acortado y ensanchado, y su borde superior es cóncavo hacia abajo. El ángulo cervicocefálico lateral se encuentra entre 20 y 70°.
- Estadio 4. El desplazamiento es completo. Existe deformación de la cabeza y del cuello.

En los estadios 3 y 4 la línea de Klein pasa por fuera del techo acetabular.

Desplazamiento de la epífisis femoral

Método de Billing (1954)

Este método consiste en medir el plano de la fisis femoral en la radiografía anteroposterior; éste es perpendicular al plano de anteversión (figura 14-44). El plano de la fisis femoral se traza en la radiografía lateral mediante una línea que una los dos extremos de la epífisis. En forma distal, se traza una línea que se prolongue en sentido proximal a la cortical lateral de la diálisis del fémur, así como al eje longitudinal del cuello femoral. Entre estas dos últimas líneas, que forman un ángulo, se traza la bisectriz que cruza el plano de la base de la epífisis. Se traza una línea perpendicular a la bisectriz en el punto donde cruza la base de la epífisis. El ángulo que se forma es el ángulo de deslizamiento o desplazamiento de la epífisis femoral.

En la radiografía anteroposterior se traza el eje diafisario femoral, así como una perpendicular a él, la que, junto con una línea que representa el plano de la fisis, forma el ángulo de inclinación (figura 14-45*A*). Cuando la epífisis femoral empieza a deslizarse, ésta gira en forma dorsal alrededor de un eje paralelo a la epífisis. En una radiografía anteroposterior se construyen dos triángulos rectángulos similares. Uno es el *XYZ*. El lado *XY* (el más largo) se dibuja paralelamente al plano de la epífisis femoral; el lado corto *XZ* se dibuja al centro de la epífisis femoral (punto *Z*). La hipotenusa *YZ* del triángulo rectángulo queda perpendicular al eje diafisario del fémur (figura 14-45*B*). Cuando la epífisis se desliza en sentido dorsal se forman dos nuevos triángulos: el *XYZ'* y el *XU'Z'*. Estas mediciones son de utilidad para evaluar la trayectoria de la epífisis.

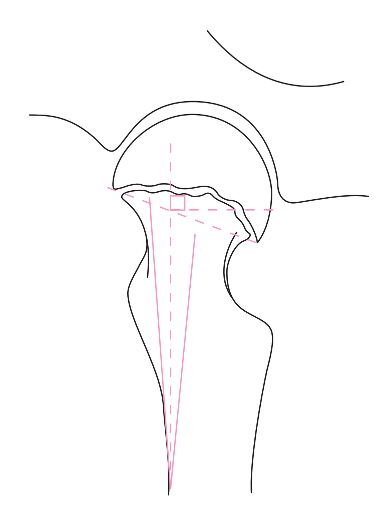


Figura 14-44. Método de Billing.

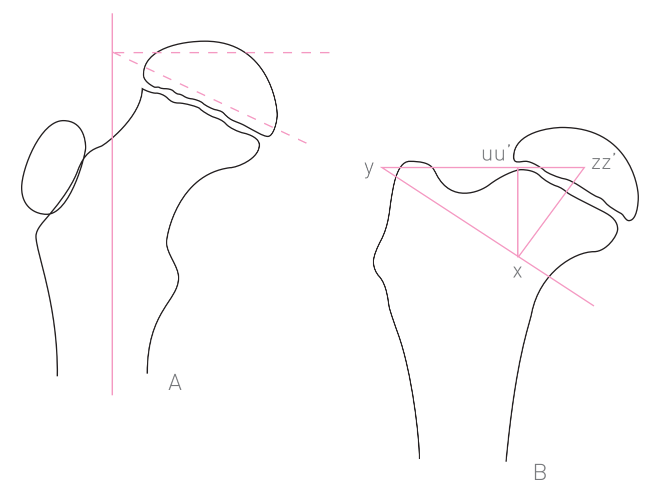


Figura 14-45. Ángulo de inclinación y eje diafisario del fémur.

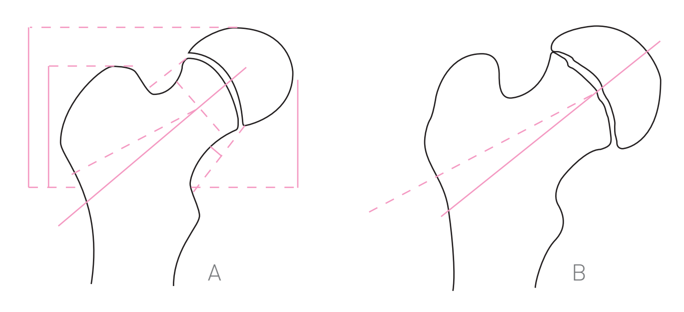


Figura 14-46. Método de Bellemans.

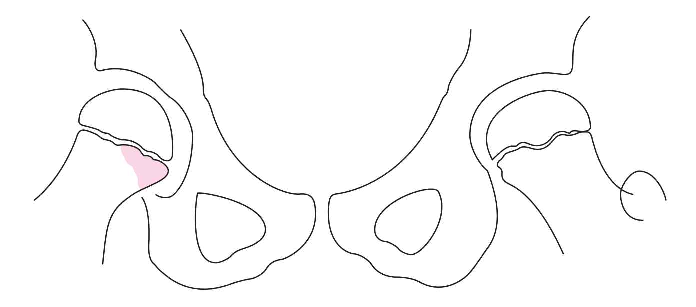


Figura 14-47. Signo triangular.

Índice de resorción superolateral y de aposición inferior de Bellemans

Bellemans y colaboradores (1996), en su protocolo radiográfico, incluyeron el método de Southwick (ángulo cabeza-diáfisis de la cadera sana, que se resta al de la cadera lesionada), el ángulo cervicodiafisario, el ángulo cabeza-cuello, el crecimiento medial y lateral de la cadera (figura 14-46*A*), la distancia trocantérica y la anchura del espacio articular lateral, intermedio y medial, ya descritos anteriormente.

Los autores agregaron el índice de resorción superolateral, que consiste en medir la máxima anchura del ángulo superolateral de la metáfisis entre el diámetro más pequeño del cuello femoral. También añadieron el índice de aposición inferior, que consiste en dividir la distancia entre una línea que pasa a través del margen proximal del trocánter menor y el punto más inferior de la epífisis y el cuello femoral; éste se divide entre el diámetro menor del cuello femoral.

Durante el seguimiento de la epifisiolistesis femoral proximal, el ángulo cabeza-diáfisis se hace más chico, el ángulo cervicodiafisario se hace más grande y el ángulo cabeza-cuello se hace más chico (figura 14-46*B*).

Signo triangular de la epifisiolistesis femoral proximal de Capener (1956)

Este signo es de gran valor para el diagnóstico temprano de la epfisiolistesis femoral proximal. Scham (1974) mencionó que en raras ocasiones puede ser el único signo radiográfico de importancia, particularmente si no se sospecha olistesis ni se tiene una radiografía lateral.

En condiciones normales se observa, en la radiografía anteroposterior de una cadera adolescente, una porción de la metáfisis inferomedial del cuello del fémur en situación intraarticular y superpuesta a la pared posterior del acetábulo, con lo que se forma una imagen triangular de mayor densidad (figura 14-47). En la mayoría de los casos de epifisiolistesis, este triángulo más denso se pierde a medida que la porción del cuello se vuelve más lateral al acetábulo.

Crecimiento epifisario posenclavamiento de la epífisis en Legg-Perthes

Relación de Laplaza y Burke (1995)

Hay abundantes reportes en relación con el crecimiento de la epífisis femoral proximal después del enclavamiento de la epífisis, con lo que parece que se acentúa la deformidad. Se presume que este hecho está relacionado con el número de clavos utilizados, así como con su localización.

Laplaza y Burke hicieron un estudio en una serie de 77 caderas operadas en 61 pacientes, analizaron el número de clavos y la posición de los mismos, dividieron la cabeza femoral en tercios (lateral, central y medial), consideraron el número de espirales de la cuerda de los clavos roscados que cruzan la placa de crecimiento y sumaron las espirales si se utilizaron dos o más clavos roscados. Con este material, ellos establecen la relación clavo-articulación (figura 14-48), que consiste en la división de la distancia desde la punta del clavo hasta la superficie de la cabeza femoral (*B*), dividida entre la longitud del clavo (*A*) desde la punta hasta

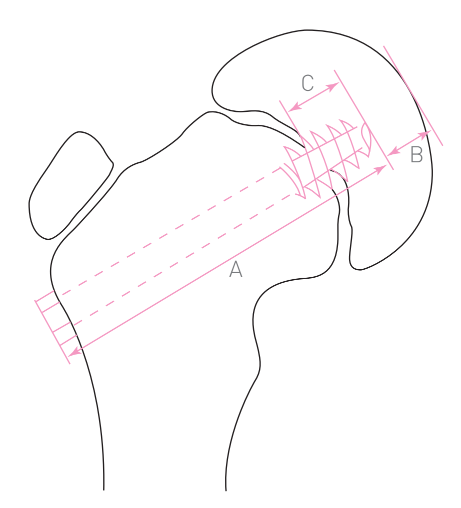


Figura 14-48. Método de Laplaza y Burke. Redibujada de Laplaza IJ, Burke SW. Epiphyseal growth after pinning of slipped capital femoral epiphysis. *J Pedriat Orthop* 15:375. 1995.

la superficie de la cortical lateral de la región trocantérica; el resultado se multiplica por 100:

$$B/A \times 100$$

La relación clavo-fisis consiste en dividir la distancia existente desde la punta del clavo hasta el plano de la placa de crecimiento (C) entre la longitud del clavo (A), cuyo resultado se multiplica por 100:

$$C/A \times 100$$

La diferencia de más de 5% en la relación clavo-articulación o en la relación clavo-fisis se considera como indicativo de crecimiento persistente.

Crecimiento femoral proximal secundario a enclavado de Küntscher en fracturas diafisarias del fémur en niños y adolescentes

Método de Maruenda

Se ha observado un sobrecrecimiento a expensas de la fisis proximal del fémur, posterior a la introducción de clavos tipo Küntscher hasta de 7.06 mm. Sin embargo, Maruenda y colaboradores (1993) sólo encontraron un caso de sobrecrecimiento en una serie de 29 casos tratados con clavo de Küntscher, por lo que propusieron las siguientes mediciones para evaluar el crecimiento vertical y horizontal del extremo proximal del fémur (figura 14-49):

- Distancia trocánter-trocánter (DTT).
- Distancia trocánter menor-cuello (DTC).
- Distancia articulación-trocánter menor (DAT).

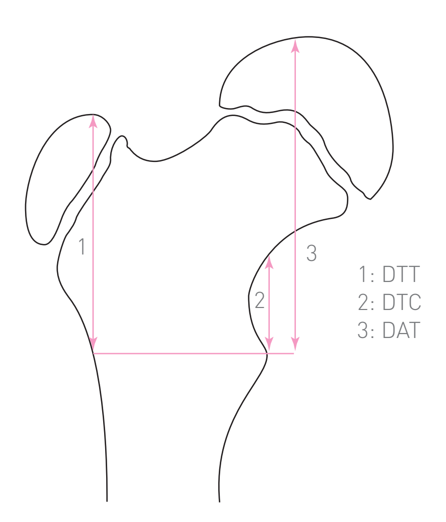


Figura 14-49. Método de Maruenda.

Método de Reimers (1980)

Este método (semejante al de Heyman y Herndon) se utiliza para medir el porcentaje de migración lateral de la cabeza femoral (figura 14-50). Consiste en trazar una línea horizontal que sea tangencial a la cabeza femoral. En seguida se trazan tres líneas perpendiculares a la horizontal y paralelas entre ellas; la más medial debe pasar por la parte más medial del techo acetabular, es decir, por la superficie de carga del techo acetabular; la intermedia debe pasar por el borde más externo del techo acetabular, y la línea más externa debe pasar por el borde más lateral de la superficie articular de la cabeza femoral, es decir, en la cortical superolateral del cuello femoral.

La distancia entre la línea medial y la lateral (B) representa el arco o la esfericidad de carga de la cabeza femoral. La distancia entre la línea intermedia y la lateral (A) representa el arco o esfericidad descubierta por el acetábulo. El porcentaje se calcula así:

$$A/B \times 100$$

Relación pélvica de Schmidt

Es la relación de utilidad en pacientes con extrofia de la vejiga. Esta extrofia vesical forma parte de un complejo de anomalías congénitas que afectan varios órganos y sistemas. Las alteraciones fundamentales consisten en fusión deficiente de las estructuras de la línea media abdominal durante el periodo embriogénico; esto resulta en un defecto de la pared abdominal en la línea media, lo que origina una pelvis dismórfica con exposición de la uretra y la vejiga, epispadias, hernias inguinales, diastasis de la sínfisis del pubis y separación de los huesos innominados. Estas alteraciones de la pelvis ocasionan retroversión del acetábulo y rotación lateral de las extremidades pélvicas (Grotte, 1966).

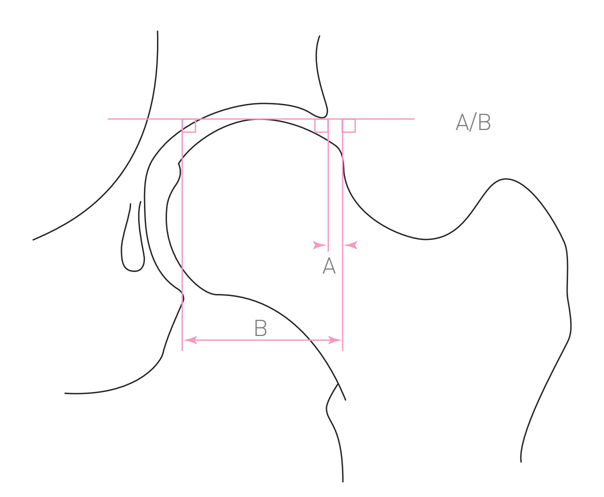


Figura 14-50. Método de Reimers.

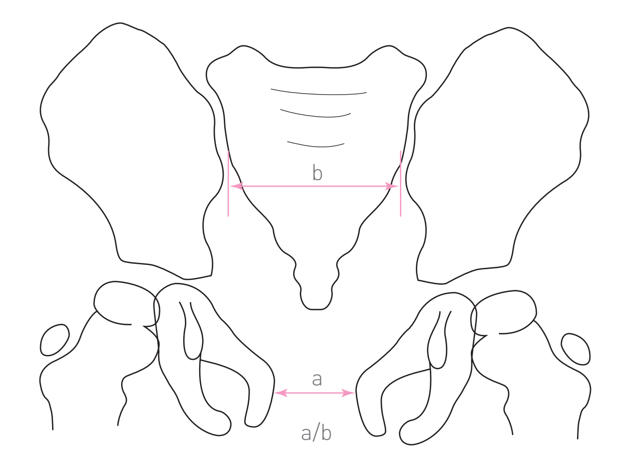


Figura 14-51. Relación pélvica de Schmidt.

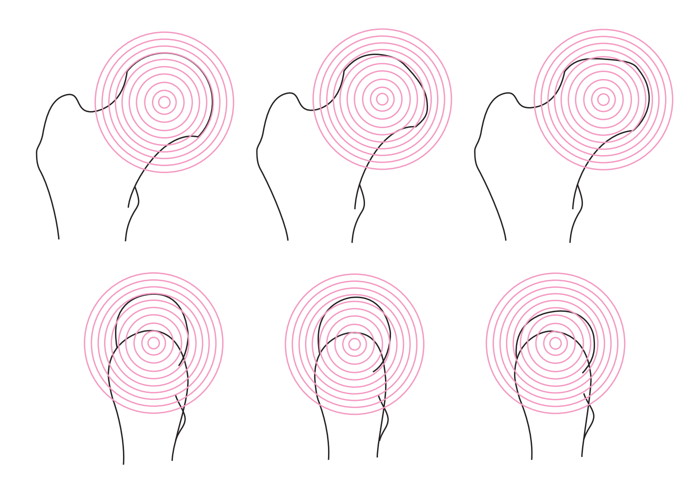


Figura 14-52. Círculos de Mose.

Schmidt y colaboradores (1993) propusieron la relación pélvica para valorar la diastasis de la sínfisis del pubis (figura 14-51). Consiste en medir la anchura del sacro al nivel de las articulaciones sacroilíacas en su punto más inferior (*b*), así como la diastasis del pubis (*a*); se calcula la relación *a/b*, que se utiliza durante la planeación quirúrgica de la osteotomía púbica anterior (ramotomía) bilateral para cerrar la diastasis, reducción que se estabiliza mediante un cerclaje con material de sutura a través de los agujeros obturados.

Enfermedad de Legg-Calvé-Perthes

También se le conoce como osteocondritis *deformans juvenilis,* osteocondritis de Legg-Calvé-Perthes-WaIdenström, osteocondritis de la cadera, osteocondrosis juvenil de la cadera, seudocoxalgia y coxa plana. Este padecimiento de la cadera consiste en necrosis avascular de la cabeza del fémur, de etiología oscura, pero asociada a factores de predisposición que condicionan la deformidad del acetábulo y de la cabeza femoral (*coxa plana*).

Para el diagnóstico de este padecimiento, así como para la evaluación del tratamiento y de sus secuelas, se exponen las siguientes mediciones.

Círculos de Mose (1964)

Originalmente descritos por Goff (1959), son círculos concéntricos con incrementos de 2 mm, diseñados para la determinación del tamaño y la forma de la cabeza en la enfermedad de Legg-Perthes. El procedimiento consiste en colocar la plantilla sobre la radiografía, con lo que se determina el tamaño y la forma de acuerdo con el círculo que mejor quede inscrito en la cabeza femoral (figura 14-52). Se hace la medición en la radiografía anteroposterior y en la lateral. Si la cabeza femoral (en ambas proyecciones) coincide con el mismo círculo, es decir, tiene el mismo radio, se trata de una cabeza esférica. Si la periferia de la cabeza femoral en ambas proyecciones varía hasta en 2 mm, es decir, en dos círculos, se trata de una cabeza elíptica, y si la diferencia es mayor de 2 mm, se trata de una cabeza ovoide o plana.

Espacio articular

Se mide la distancia comprendida entre el borde inferointerno de la epífisis del fémur y el borde o límite lateral de la *U* radiológica que corresponde al piso del acetábulo. En la necrosis de la epífisis del fémur, el ensanchamiento del espacio articular constituye un signo valioso. Cuando este espacio es mayor de 11 mm o cuando un lado mide 2 mm o más que el lado opuesto, el primero se considera anormal (figura 14-53*A*). En pocas semanas se produce un aplanamiento tanto del acetábulo como de la cabeza del fémur. Para medir estos aplanamientos existen varios métodos, los cuales se describen a continuación.

Método de Heyman y Herndon. Estos autores (1950) determinaron el cociente epifisario, que es la relación entre la altura de la epífisis y su anchura multiplicada por 100. Se considera que 39 es un valor normal. Este coeficiente disminuye con el aplanamiento de la cabeza femoral, es

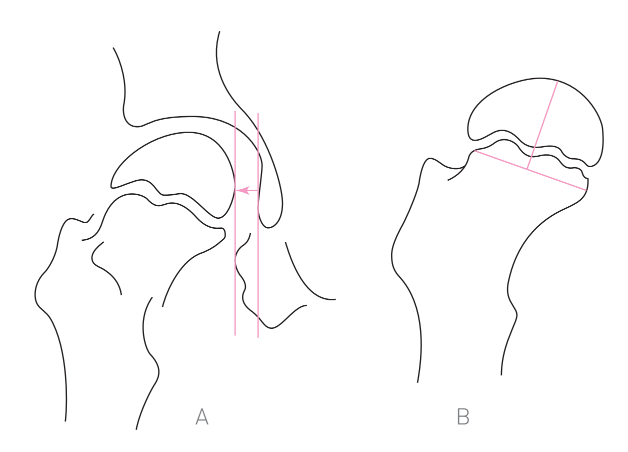


Figura 14-53. **A,** espacio articular. **B,** cociente epifisario.

decir, con el ensanchamiento y disminución simultáneos de la altura de la epífisis (figura 14-53*B*).

También determinan el cociente del acetábulo, para lo que dividen la distancia que va del vértice superior al inferior del acetábulo entre la profundidad del mismo; esta es la línea perpendicular en el punto medio de la distancia entre dichos vértices (figura 14-54*A*). El valor normal es de 34 (o de 0.34), pero puede disminuir hasta 0.27. El cociente acetabular es semejante al índice de Sandoz (véase capítulo 13) y disminuye con el aplanamiento del cotilo.

Por otro lado, el cociente acetábulo-cabeza se utiliza para determinar la posición de la cabeza con respecto al cotilo, ya que durante la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes aumenta la distancia entre el límite lateral de la epífisis y el vértice superior del acetábulo. Para la obtención de este cociente se procede a dividir la distancia horizontal que va del vértice superior del acetábulo al límite interno de la epífisis entre el diámetro horizontal de la epífisis (figura 14-54*B*). Este cociente indica el defecto de cobertura de la cabeza femoral ensanchada.

Ángulo de Howarth. Está formado por la intersección de la línea que une ambos extremos del techo acetabular con la línea horizontal que pasa por el cartílago en *Y*. Mide la inclinación del techo acetabular (es semejante al ángulo acetabular) (figura 14-55*A*). El valor normal de dicho ángulo es de 18 a 22°.

Ángulo de Ludloff. Está formado por la intersección de la línea horizontal que pasa por los cartílagos en *Y* con la línea del plano del techo acetabular. Es semejante al ángulo de Howarth.

Cociente cabeza-cuello

Este cociente indica el acortamiento del cuello femoral en relación con el ensanchamiento. Se determina al medir la distancia entre la cabeza y la línea intertrocantérica, la cual se divide entre la anchura del cuello femoral (figura 14-55*B*). Su valor normal es de 182.

De los métodos descritos, el de mayor utilidad para evaluar la evolución de la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes, así como el resultado del tratamiento, es el cociente o índice epifisario, llamado también índice capital.

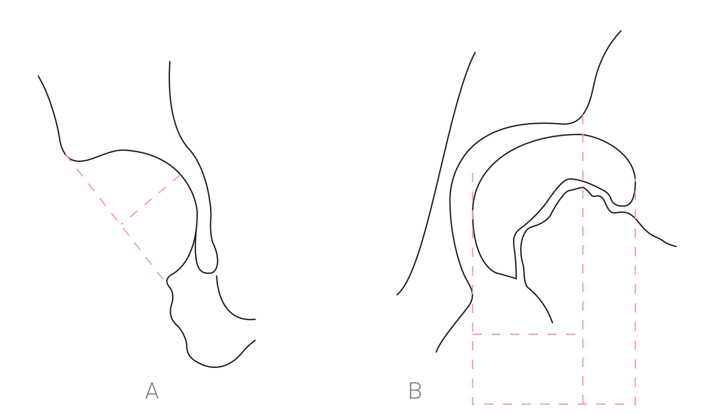


Figura 14-54. **A,** cociente del acetábulo. **B,** cociente cabeza-acetábulo de Heyman y Herndon.

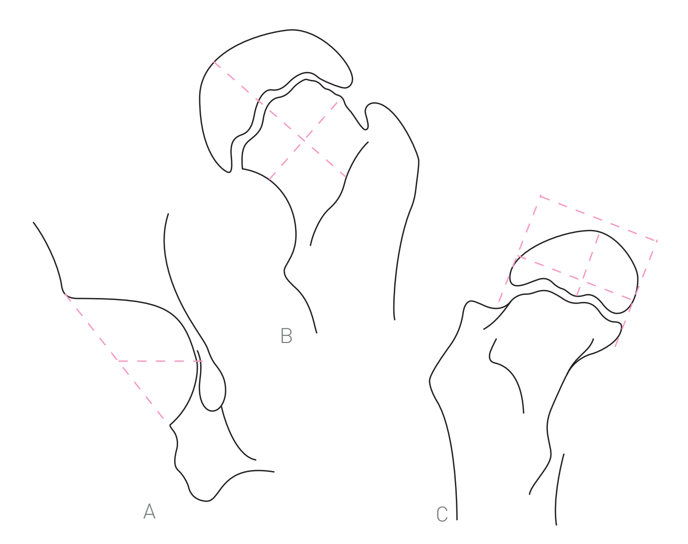


Figura 14-55. **A,** ángulo de Howart. **B,** cociente cabeza-cuello. **C,** índice epifisario de Eyre y Brook.

Según Cathro (1963), el valor de este índice varía con la edad; va de 45 a 55 en niños de menos de 7 años y de 35 a 45 en niños mayores de esta edad.

Índice epifisario de Eyre-Brook (1936)

Esta relación se obtiene al dividir la altura de la epífisis entre la anchura de la misma; el resultado se multiplica por 100 (figura 14-55*C*). La altura de la epífisis es la distancia entre la línea epifisaria y el punto más alto del perímetro de la epífisis.

Cociente epifisario de Sjovall (1942)

Método que consiste en determinar el cociente epifisario de Eyre-Brook de ambas caderas. Se divide el cociente epifisario de la cadera enferma entre el de la cadera sana; el resultado se multiplica por 100. Se considera que 60 o más es un valor normal. La fórmula es la siguiente:

$$\text{Cociente epifisario de Sjovall} = CECL/CECN \times 100$$

donde *CECL* es el cociente epifisario de la cadera lesionada y *CECN* el cociente epifisario de la cadera normal.

Los métodos de Eyre-Brook y de Sjovall son útiles para evaluar los resultados del tratamiento de la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes.

Índice de Eyre-Brook modificado por Tönnis (1984)

La altura de la epífisis (*b*) (figura 14-56*A*) se mide desde el punto medio o mitad de la máxima anchura de la epífisis

(*a*) en sentido perpendicular. El índice se calcula al dividir la altura entre la anchura:

$$a/b$$

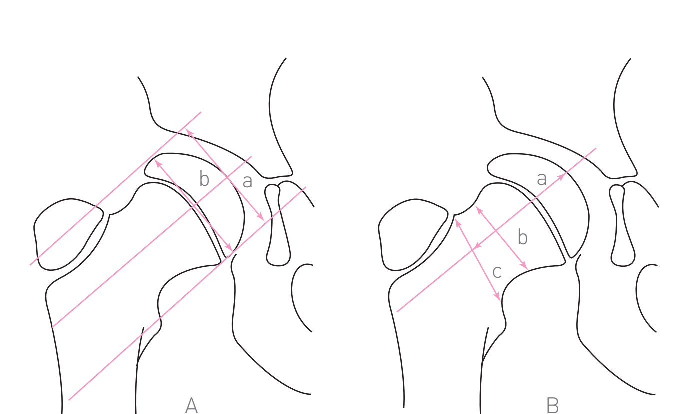


Figura 14-56. **A,** método de Eyre y Brook modificado por Tönnis. **B,** índice cabeza-cuello de Heyman y Herndon.

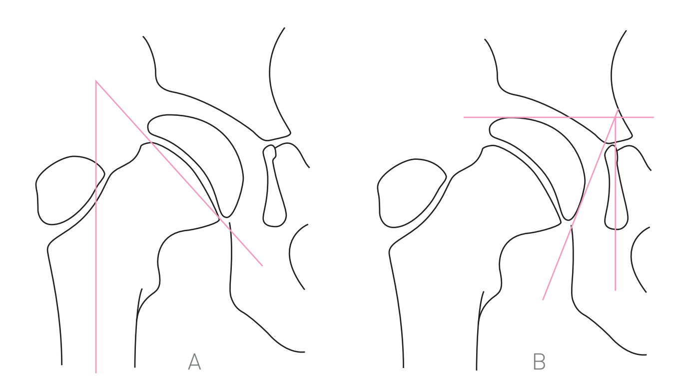


Figura 14-57. **A,** ángulo epifisiodiafisario de Alsberg. **B,** ángulo de Labaziewicz.

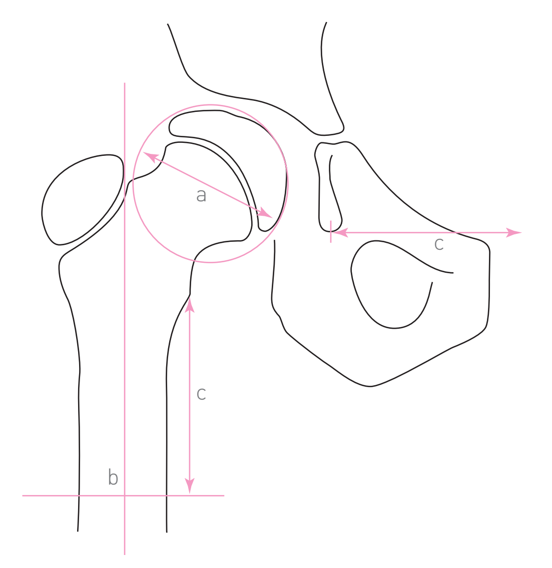


Figura 14-58. Índice cabeza-cuello de Kruczynski.

Índice cabeza-cuello de Heyman y Herndon (1950)

Índice que se refiere a la relación de la longitud total del cuello y de la cabeza femoral (*a*), medida desde la base del cuello (en la línea intertrocantérica) (*c*) y la anchura máxima del cuello femoral (*b*) (figura 14-56*B*).

Ángulo de desplazamiento lateral de Labaziewicz (1979)

Está formado por la intersección de una línea paralela a la línea vertical o media del cuerpo (figura 14-57*B*) que pasa por la imagen en gota de Köhler (*a*), con otra línea (*b*) generada desde el sitio de intersección vertical con la horizontal, que a su vez es tangencial a la epífisis femoral y al punto más medial de la epífisis femoral.

Índice cabeza-cuello de Kruczynski (1987)

El procedimiento consiste en trazar un círculo alrededor de la cabeza femoral (figura 14-58) para después medir su diámetro (*a*); luego se mide la distancia entre ambas imágenes en gota (*c*); a continuación se mide la mitad de esta distancia desde el trocánter menor en sentido distal; en ese sitio se traza una línea horizontal en la diáfisis femoral (*b*).

Otras mediciones en relación con la enfermedad de Legg-Perthes

Método de Dickens y Menelaus (1978)

Consiste en trazar la línea de Perkins en la cadera afectada, así como otra línea paralela a la de Perkins que sea tangencial al borde más exterior de la epífisis femoral. La distancia entre estas dos líneas representa la protrusión de la cabeza femoral (figura 14-59*B*). Debe compararse con la cadera sana.

Método de Green

Es posible que sea una modificación al método anterior. Consiste en trazar la línea de Perkins en la cadera afectada (figura 14-59*A*). Se traza la línea *a*, perpendicular a la línea de Perkins, que termine en el borde más lateral de la epífisis femoral. A continuación se traza la línea *b* en la cadera sana (línea discontinua), que representa la base de la epífisis femoral proximal. Green y colaboradores (1981) se refirieron a este método como índice de protrusión de la cabeza femoral. Para determinarlo realizan el siguiente cálculo:

$$\left(\frac{AB}{CD}\right) \times 100$$

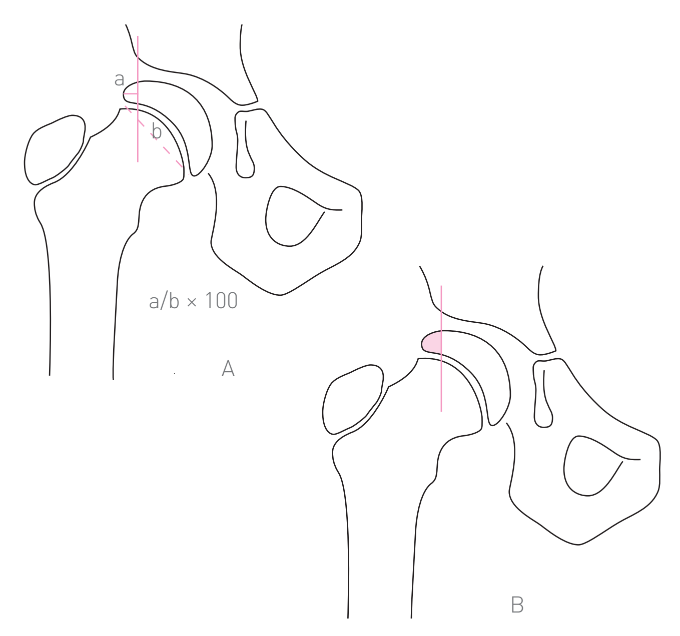


Figura 14-59. A, método de Green. B, método de Dickens y Menelaus.

Cociente epifisario

Se traza una línea en la anchura máxima (*a*) de la metáfisis femoral (figura 14-60*A*) y otra línea (*b*) perpendicular a la línea *a*, que representa la altura de la epífisis. Esta medición debe hacerse en ambas caderas. El cálculo es el siguiente:

$$(A \bullet b/B \bullet \mathrm{a}) \times 100$$

donde *A* y *B se* refieren a la cadera con Legg-Perthes, y *a* y *b* se vinculan con la cadera sana.

Cociente de la superficie articular

Se traza la anchura de la metáfisis femoral en la cadera sana y en la patológica (figura 14-60*B*). Se traza la altura (*h*) que va del centro o mitad de la anchura de la metáfisis en sentido perpendicular a la periferia de la cabeza. Finalmente se traza el radio (*r*) de la cabeza femoral. El cálculo se hace de la siguiente manera:

$$H \bullet r/R \bullet h \times 100$$

donde *R* y *H* se refieren a la *coxa plana*, y *r* y *h* aluden a la cadera sana.

Osteotomía de Chiari en Legg-Perthes

Método de Cahuzac

Cahuzac y colaboradores (1990) realizaron las siguientes mediciones en su protocolo preoperatorio para ejecutar

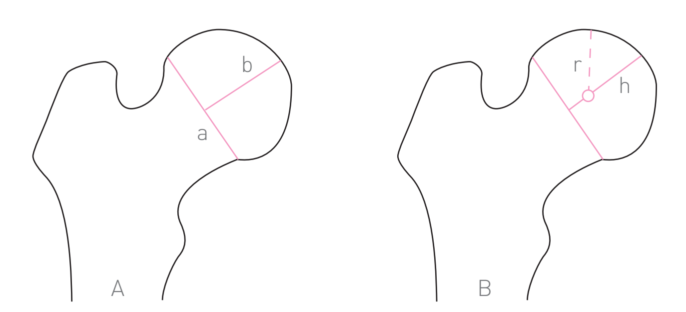


Figura 14-60. A, cociente epifisario. B, cociente superficie articular.

la osteotomía de Chiari y para valorar la radiografía en el posoperatorio (figura 14-61). El desplazamiento de la osteotomía se define como el desplazamiento medial (*c*) del fragmento inferior. El nivel de la osteotomía se mide de acuerdo con el margen acetabular. La distancia del cartílago trirradiado a la línea media se compara con el lado opuesto. El ángulo *VCE* aumenta en proporción al desplazamiento de la osteotomía y el ángulo acetabular disminuye en relación con la angulación del plano de la osteotomía.

Alteraciones del crecimiento femoral en la enfermedad de Legg-Perthes

Bowen (1984) propuso que una secuela de la enfermedad de Legg-Perthes ocasiona que la fisis femoral proximal crezca simétricamente en sentido central y asimétricamente en sentido lateral, y que estos dos tipos de crecimiento den origen a la fusión o cierre temprano o prematuro de la fisis.

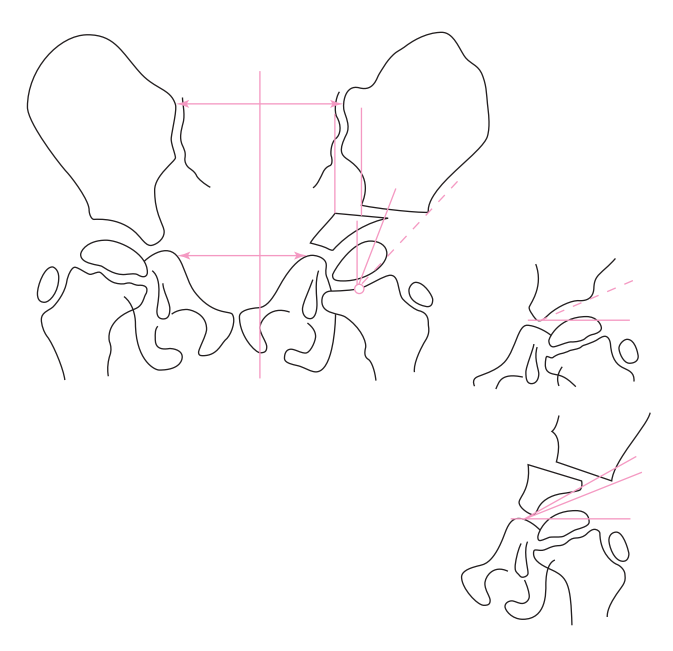


Figura 14-61. Método de Cahuzac.

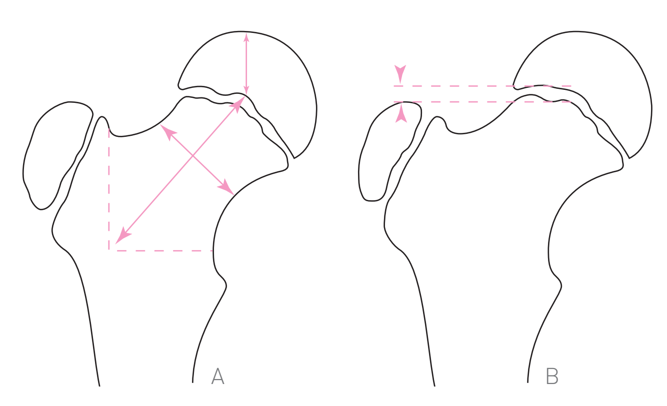


Figura 14-62. Método de Sponseller.

Método de Sponseller

Sponseller y colaboradores (1989), en relación con la propuesta de Bowen (figura 14-62*A*), midieron la anchura del cuello en su longitud más corta. La longitud del cuello se determina mediante una línea que se origina en el centro de la epífisis proximal femoral, perpendicular a la distancia de la anchura del cuello, hasta la intersección de dos líneas perpendiculares: una que desciende en sentido vertical desde el borde más lateral y superior del cuello femoral, y otra que se origina en la base del trocánter menor. La anchura de la epífisis parte del centro de la cabeza femoral en sentido vertical hasta la periferia de la cabeza femoral. La anchura de la fisis se mide entre dos líneas horizontales: una que parte del borde más externo de la epífisis, y otra del borde más externo de la metáfisis (figura 14-62*B*).

Protocolo de Willet

Willet y colaboradores (1992) hicieron las siguientes mediciones en su protocolo de estudio para indicar y vigilar la evolución de la osteotomía de repisa (*shelf*) (figura 14-63).

- Distancia imagen en gota-metáfisis, que se mide en la cadera patológica y en la sana. La relación se obtiene al dividir la cadera afectada entre la cadera sana.
- Relación del tamaño de la cabeza femoral. Dicha relación se obtiene al dividir la cadera patológica entre la cadera sana.
- Porcentaje de cobertura acetabular.
- Ángulo de Sharp o de inclinación acetabular.

Método de Danielsson

Protocolo utilizado para evaluar el diagnóstico temprano de la enfermedad de Legg-Perthes. Los métodos más comúnmente usados son la distancia cabeza-acetábulo de Waldeström (1934) y el cociente acetábulo-cabeza de Heyman y Herndon (1950).

Danielsson y colaboradores (1982) aseguraron que la distancia cabeza-acetábulo no toma en cuenta que la anchura de la epífisis femoral del lado afectado es más grande. El cociente cabeza-acetábulo expresa la cantidad de cobertura de la cabeza por el acetábulo, pero esta medición puede ser errónea, por lo que ellos propusieron el siguiente método (figura14-64).

En una radiografía anteroposterior de la pelvis se dibuja una línea basal que una ambos puntos inferiores de las articulaciones sacroilíacas. Se trazan líneas perpendiculares a la línea basal desde el punto más lateral de las metáfisis femorales, otra línea perpendicular desde el punto más externo del techo acetabular y una tercera línea desde el cartílago trirradiado. Con esto es posible realizar las siguientes mediciones:

- Anchura metafisaria en ambas caderas, la afectada *(m)* y la sana *(ml)*.
- Posición del borde lateral de la metáfisis. Es la distancia entre las líneas que pasan por el borde lateral de la metáfisis y el borde medial del acetábulo *(l y l')*, respectivamente.

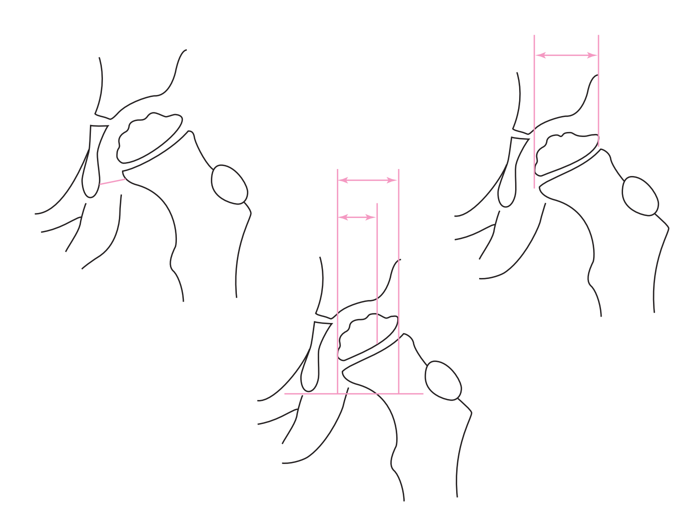


Figura 14-63. Método de Willet.

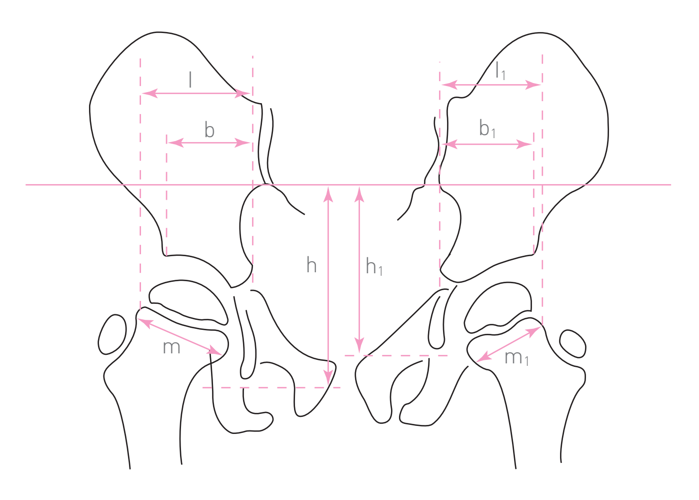


Figura 14-64. Método de Danielsson.

- La dimensión transversa del acetábulo entre las líneas que pasan por los bordes externo e interno del acetábulo (b y b').
- La dimensión vertical de la región del acetábulo entre las líneas basal y tangencial a las imágenes en gota (h y h').

A partir de estas mediciones, los parámetros de riesgo son los siguientes:

$m - m'/m + m'$ = incremento relativo de la anchura metafisaria

$l - l'/l + l'$ = subluxación relativa del fémur

$b - b'/b + b'$ = cambio relativo de la dimensión transversa acetabular

$h - h'/h + h'$ = cambio relativo de la dimensión vertical acetabular

Determinación del crecimiento proximal femoral en la enfermedad de Legg-Perthes

Método de Yasuda y Tamura

Estos autores (1996) utilizaron su método para vigilar y evaluar el crecimiento anómalo de la epífisis afectada por la enfermedad de Legg-Perthes. En las radiografías de las etapas finales de la enfermedad se realizan las siguientes mediciones (figura 14-65):

- Distancia de crecimiento vertical (a). Ésta va desde el punto en que se cruzan el eje de la diáfisis femoral y una línea horizontal que pasa por el sitio donde se inicia el trocánter menor. Esta distancia a se dibuja en sentido proximal hasta el plano tangencial a la superficie articular de la cabeza femoral. Este método es parecido al de Sponseller (figura 14-62).

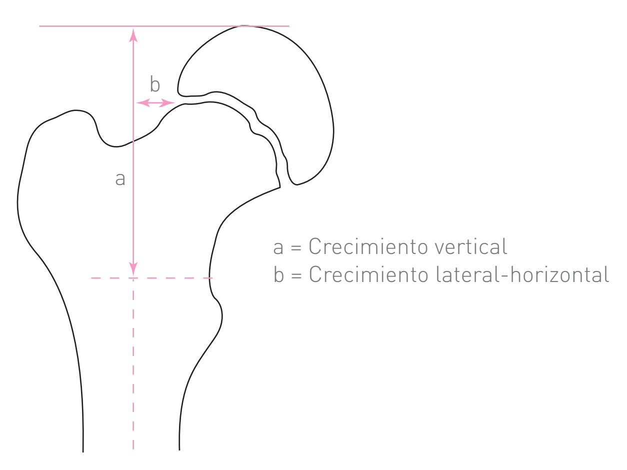


Figura 14-65. Método de Yasuda y Tamura.

- Distancia de crecimiento horizontal (b). Parte perpendicularmente del eje de la diáfisis femoral hasta el borde más externo de la fisis femoral.

Estas mediciones se efectúan también en la cadera sana. Se debe evitar la rotación lateral de la cadera. En algunos pacientes con Legg-Perthes, el crecimiento de la cabeza femoral se encuentra afectado debido a la alteración del crecimiento después de que ha terminado la enfermedad.

Debido a lo anterior, algunas caderas se medirán con rotación lateral. De acuerdo con Sponseller y Yasuda, cuando se encuentran diferencias de más de 5 mm en cualquier parámetro, se considera que el crecimiento femoral proximal está alterado.

Determinación de la afectación epifisaria

Yasuda y Tamura (1996) calculan la afectación de la epífisis de la siguiente manera (figura 14-66):

$$\frac{AC}{AB}\text{ (anteroposterior)} \times \frac{AC}{AB}\text{ (lateral)}$$

donde AC es la superficie afectada de la cabeza femoral (anteroposterior y lateral) y AB es la superficie total de la cabeza femoral (anteroposterior y lateral).

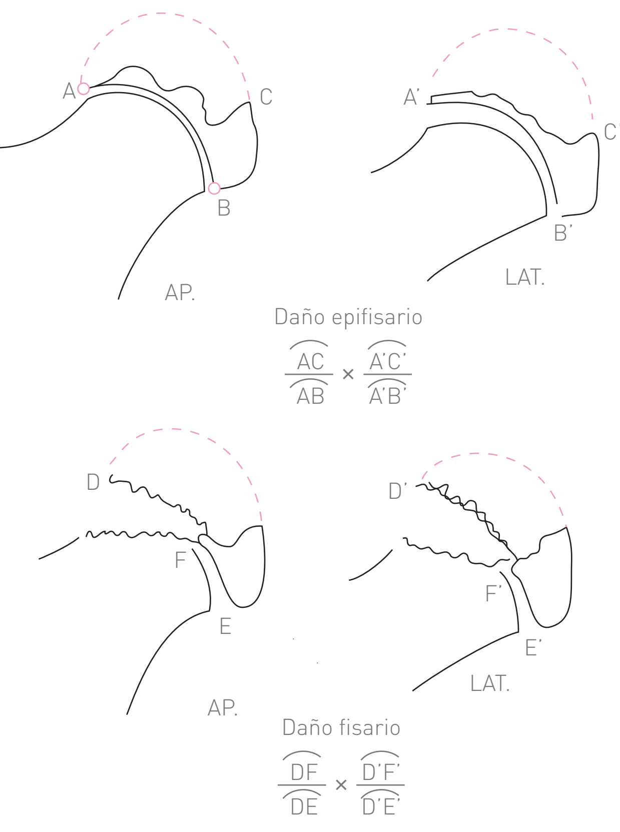


Figura 14-66. Método de Yasuda y Tamura.

Cuadro 14-4. Valores del ángulo delta CE.

Medición	Legg-Perthes	Caderas normales
Distancia vertical	61.85 ± 8.4 mm	67.8 ± 5.9 mm
Distancia horizontal	3.1 ± 10.4	15.4 ± 31.3
δ distancia vertical	– 5	
δ distancia horizontal	– 5	

δ = cadera afectada – cadera normal.

La afectación del cartílago de crecimiento se calcula de la siguiente manera (figura 14-66):

$$\frac{DF}{DE}\ \text{(anteroposterior)} \times \frac{DF}{DE}\ \text{(lateral)}$$

donde *DF* es la afectación del cartílago de crecimiento y *DE* es la longitud total del cartílago de crecimiento.

Yasuda y Tamura llaman ángulo delta *CE* al resultado de restar el ángulo *CE* de la cadera normal al ángulo *CE* de la cadera afectada. En una serie de 48 pacientes encontraron los valores que se presentan en el cuadro 14-4.

Mediciones artrográficas en la enfermedad de Legg-Perthes

Método de Moberg y colaboradores (1993)

En la radiografía anteroposterior de la cadera afectada se mide el índice cabeza-acetábulo con el método de Heyman y Herndon (figura 14-67) y se compara con el de la artrografía de la misma cadera. Si el índice acetabular es menor de 90, se considera que la cabeza femoral está subluxada. La artrografía en la enfermedad de Legg-Perthes en los estadios iniciales se considera de poco valor diagnóstico, por lo que es de más utilidad en las fases terminales del padecimiento, como son las de fragmentación y reparación.

Axer y Schiller (1972), Gershubi y colaboradores (1978) y otros autores, mencionaron que en las etapas iniciales se produce alargamiento y protrusión de la cabeza femoral hacia afuera, es decir, una subluxación. Aquí es útil medir las distancias metáfisis-imagen en gota comparativas (figura 14-68), el índice cabeza-acetábulo (figura 14-69) y el índice de migración (figura 14-70), aunque los autores mencionados indican que esta subluxación no puede detectarse con la radiografía simple, pero sí con la ayuda de la artrografía.

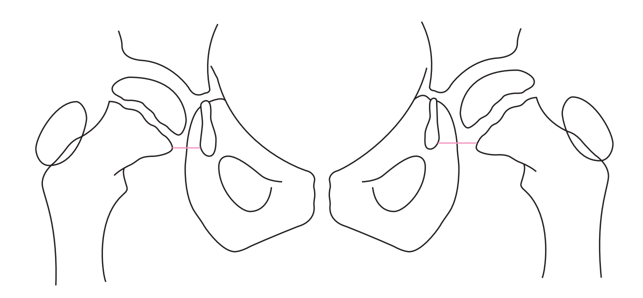


Figura 14-68. Distancia metáfisis-imagen en gota.

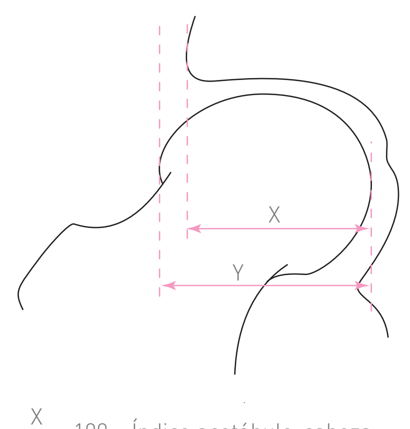


Figura 14-69. Índice cabeza-acetábulo.

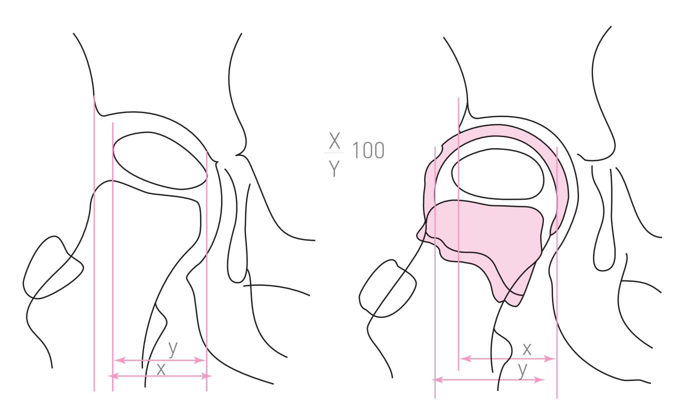


Figura 14-67. Método de Moberg.

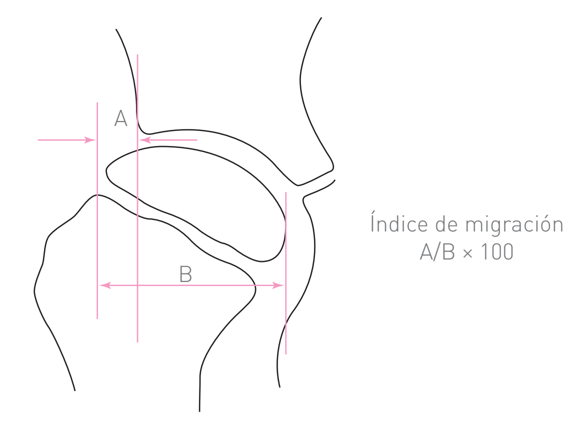


Figura 14-70. Índice de migración.

Índice artrográfico de Jonsäter (1953)

Esta medición se realiza en la artrografía de la cadera (figura 14-71*A*) y consiste en medir el diámetro máximo de la cabeza femoral (*D*), que es la distancia entre dos líneas paralelas tangenciales al ecuador de la cabeza femoral. En el punto medio (en la mitad del diámetro cefálico) se genera una línea perpendicular que termine en la periferia de la superficie de la cabeza femoral. El índice se expresa como *H*/*D*/2. También recibe el nombre de índice cefálico o de la cabeza, y expresa la esfericidad de la cabeza femoral.

Jonsäter menciona que la cabeza femoral cartilaginosa se visualiza en la artrografía con el aspecto de una elipse, cuya anchura más grande corresponde al eje mayor de la misma.

Índice artrográfico de Jonsäter modificado por Shigeno

Shigeno y colaboradores (1996) mencionaron que si el área deformada del cartílago cefálico femoral queda lejos de la línea *H* (perpendicular al diámetro de la cabeza), el índice de Jonsäter no representa la pérdida de esfericidad real. Por lo anterior, Shigeno y colaboradores hicieron una modificación que consistía en trazar el radio o la línea *H* desde el punto medio del diámetro mayor de la cabeza femoral al punto más próximo o cercano de la superficie de la cabeza (figura 14-71*B*), es decir, en la región de la cabeza que está deformada, aplastada, que ha perdido la continuidad de la esfericidad; por tanto, este índice resulta muy representativo, ya que en una misma artrografía, el índice de Shigeno es de menor valor que el de Jonsäter. Shigeno se refiere a la distancia *H* como distancia *S* y expresa el cálculo de la siguiente manera: *S*/*D*/2. A esta modificación la llama nuevo índice artrográfico.

Método de Cobeljic

Cobeljic y colaboradores (1994) obtuvieron el porcentaje de migración (figura 14-72) al dividir la anchura del área de la epífisis descubierta por el acetábulo (*a*) entre la anchura total de la epífisis (*b*); el resultado se multiplica por 100. Este procedimiento se utiliza en el tratamiento quirúrgico preventivo de las luxaciones paralíticas.

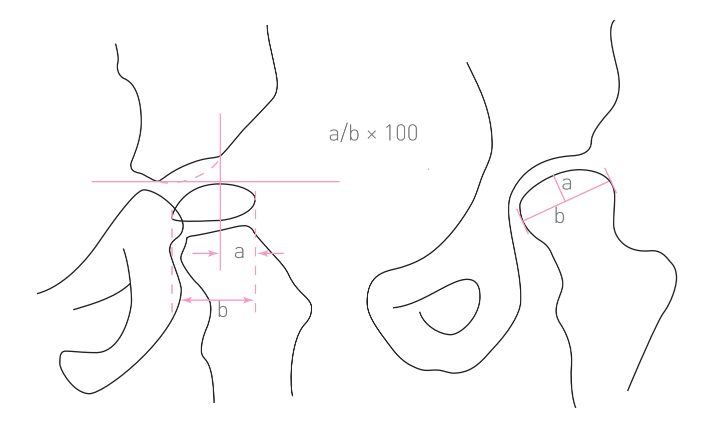


Figura 14-72. Índice de migración de Cobeljic.

Método de Atsumi y Kuroki para calcular la osteotomía femoral en la osteonecrosis (1997)

Este método se utiliza para calcular el área intacta o normal de la superficie de la cabeza femoral en la osteonecrosis de la misma (figura 14-73). Consiste en medir el ángulo *A*, que está formado por la intersección de una línea que parte del centro de la cabeza femoral al borde más medial del techo acetabular *(A)*, con otra línea que se genera del centro de la cabeza femoral al borde más exterior del techo acetabular *(A′)*. El ángulo *B* está formado por la intersección de una línea que parte del centro de la cabeza femoral al punto más medial de la superficie articular sana (*B*), donde empieza la osteonecrosis, con otra línea que se origina del centro de la cabeza femoral al sitio en que dicha cabeza está descubierta por el acetábulo, es decir, donde no es zona de carga. La relación de la superficie cefálica intacta de la cabeza femoral se obtiene al dividir *B* entre *A*. El área gris muestra la porción afectada de la cabeza femoral y del acetábulo.

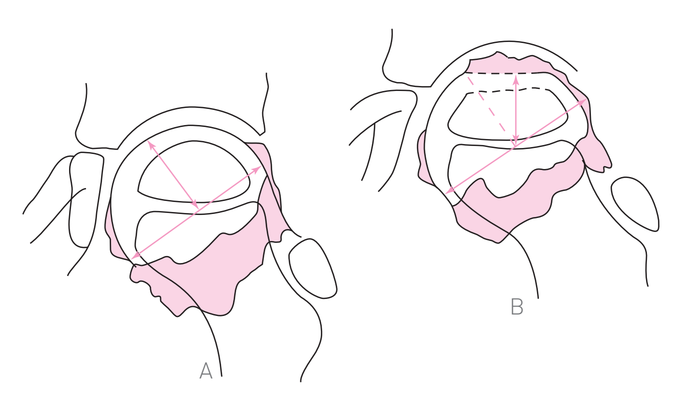


Figura 14-71. Índice de Jonsäter.

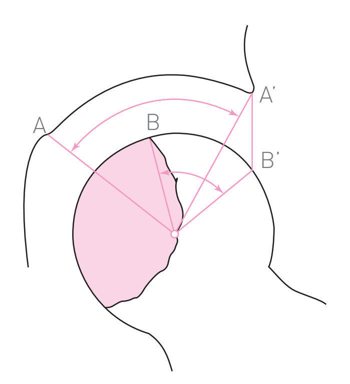
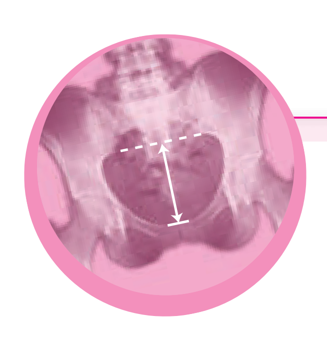


Figura 14-73. Método de Atsumi y Kuroki.



Capítulo 15

Rodilla

Radiografía anteroposterior

Ángulo femorotibial

El ángulo femorotibial está formado por la intersección del eje diafisario del fémur con el de la tibia (figura 15-1*A*). Es un ángulo de vértice medial (es decir, está en valgo); se le denomina también ángulo del *genu valgum*. El ángulo femorotibial cambia con el crecimiento ya que, según Pentti, al nacer y hasta el primer año de edad el ángulo se encuentra en varo y disminuye con el crecimiento hasta estabilizarse en valgo.

Entre los 12 y los 18 meses de edad, las extremidades inferiores se encuentran alineadas (cuando están en posición neutra). Del segundo año en adelante, las rodillas cambian a una franca posición en valgo. El ángulo femorotibial en recién nacidos es de 15° en varo. A los 18 meses de edad, las rodillas están alineadas (es decir, sin varo ni valgo). Del segundo al tercer año de vida, el ángulo se encuentra en 12° en valgo.

El ángulo en valgo fisiológico de la rodilla es medido por muchos autores mediante el ángulo complementario (170 a 175°). El resultado es el mismo: la angulación en valgo normal de la rodilla.

Ángulo femoral

Está formado por la intersección del eje diafisario del fémur con la línea horizontal, tangente a los cóndilos del fémur. Su valor normal es en promedio de 81° (figura 15-1*A*).

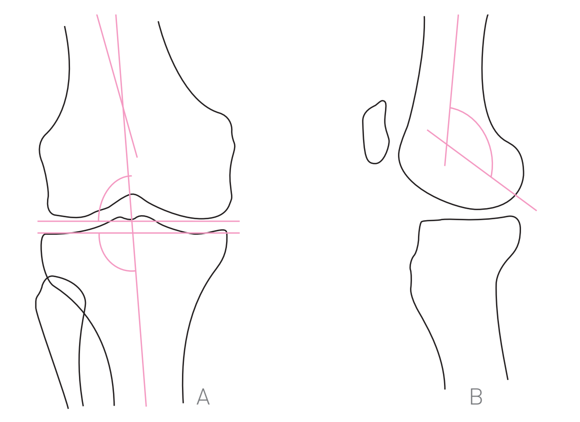


Figura 15-1. **A,** ángulos femorotibiales. **B,** ángulo condilodiafisario lateral.

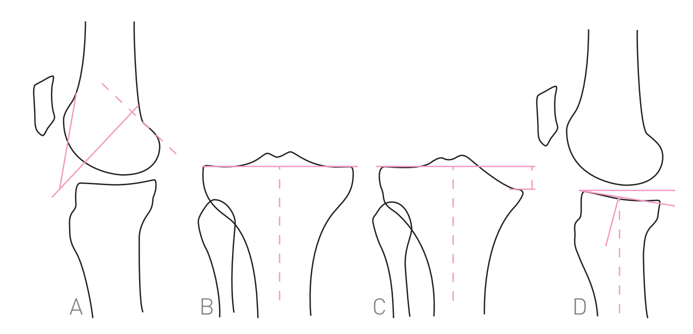


Figura 15-2. Línea condilotibial, ángulo condilodiafisario del fémur y ángulo de inclinación.

Ángulo tibial

Está formado por la intersección del eje diafisario de la tibia con la línea horizontal, tangente a los cóndilos de la tibia. Su valor normal es de 93° (figura 15-1*A*).

Línea condilotibial

Es una línea horizontal, perpendicular al eje longitudinal de la tibia, que normalmente es tangencial a los dos cóndilos de la tibia (figura 15-2*B*). Cuando se produce hundimiento de un cóndilo tibial debido a fracturas, *genu valgum* o *genu varum*, esta línea queda por arriba del cóndilo hundido. Una línea perpendicular al eje de la tibia, que sea tangencial al cóndilo hundido, medirá la distancia o el grado de hundimiento respecto a la línea del cóndilo normal. El eje transcondíleo femoral forma, con la línea condilotibial, un ángulo de aproximadamente 8 a 10° (figura 15-3).

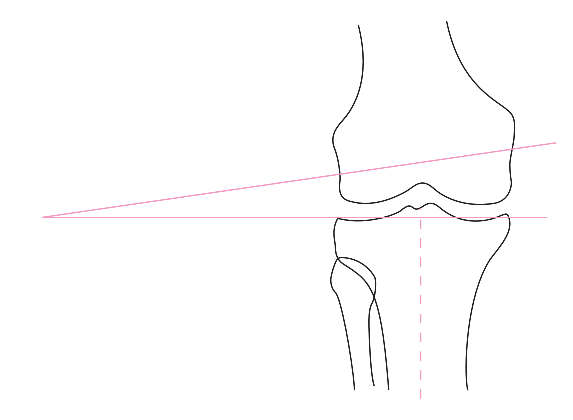


Figura 15-3. Eje transcondíleo femoral.

Radiografía lateral

Ángulo condilodiafisario del fémur

Relación existente entre la orientación de los cóndilos del fémur y el eje longitudinal del mismo en el plano sagital. Está formado por la intersección de una línea que prolonga la cortical ventral de la diáfisis del fémur, con otra línea que es perpendicular al plano del fondo o piso de la fosa intercondílea (plano intercondíleo). Su valor normal es de aproximadamente 34° (figura 15-2*A*).

Otra forma de medir la orientación de los cóndilos femorales consiste en trazar el eje mayor o longitudinal de los mismos y medir el ángulo de intersección con el eje de la diáfisis del fémur. Su valor normal es de 130° (figura 15-1*B*). El eje longitudinal del extremo proximal de la tibia forma, junto con el eje de la diáfisis del mismo hueso, un ángulo de inclinación de 9 a 25°, según Duparc y Ficat; mientras que otros autores, como Seybold y Knappmann, mencionan cifras de 4 a 8° (figura 15-2*D*).

La superficie articular de la tibia se encuentra desnivelada y forma un ángulo de 1 a 15°. Dicho ángulo está formado por la intersección de una línea que prolonga hacia atrás la superficie articular de la tibia con la horizontal. Freeman mide el ángulo formado por la intersección de la inclinación de la superficie articular de la tibia con el eje diafisario del mismo hueso.

Altura y posición lateral de la rótula en el plano frontal

Métodos de Muñoz (1996)

Hasta donde el autor de esta obra ha podido investigar, no existe ninguna medición que valore tanto la altura de la rótula como su posición lateral en el plano frontal. Las únicas mediciones encontradas son la de Brattström (1970) y la de Larson (citado por Jacob, 1981), quienes mencionan que el polo inferior de la rótula está cerca de la línea bicondílea femoral. Son muchas las mediciones en el plano sagital, así como en la proyección axil (axial), como se verá más adelante. Por estas razones, el autor de este texto ha desarrollado en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval las siguientes mediciones en la radiografía anteroposterior de rodilla en 100 voluntarios cuyas edades oscilan entre 15 y 72 años, con un promedio de 36.7 años y una desviación estándar de 15.2.

Índice de posición lateral de la rótula de Muñoz

Distancia C. Altura de la rótula. Se requiere que la radiografía sea tomada con el tobillo en posición neutra (sin rotaciones medial ni lateral), con la finalidad de que la extremidad no gire sobre su eje longitudinal y la rótula se desplace en sentido lateral o medial. Se dibuja una línea horizontal, que pase tangencialmente a los bordes inferiores de los cóndilos femorales, llamada línea bicondílea femoral (figura 15-4*A*); en seguida, se trazan (en sentido perpendicular a la línea bicondílea) unas líneas tangenciales al borde articular del cóndilo lateral y del medial (líneas discontinuas); se trazan otras líneas, también perpendiculares a la línea bicondílea, que sean tangenciales a los bordes medial y lateral de la rótula (líneas continuas). A continuación se localiza el centro de la rótula mediante los círculos concéntricos de Mose, y ahí se trazan dos líneas horizontales: una (*A*) entre el borde medial y la línea del borde del cóndilo femoral medial, y otra (*B*) entre el borde lateral de la rótula y la línea del borde del cóndilo lateral. El índice de posición lateral de la rótula se calcula al dividir *a* entre *b*; los valores normales encontrados en 100 voluntarios son de 1.0 a 2.9, con un porcentaje de probabilidad de 66.6%. La prueba diagnóstica da una sensibilidad de 71% y un valor pronóstico positivo de 88%, con una $p < 0.006$.

Se traza una línea vertical, perpendicular a la línea intercondílea, que parta desde el centro de la rótula. Esta línea representa el eje mecánico de la extremidad pélvica y debe pasar por el polo distal de la rótula, en el fondo del surco intercondíleo y entre las espinas tibiales, y continuar con el eje anatómico de la tibia. La altura de la rótula puede ser medida desde el centro de la misma hasta la línea bicondílea, o desde el polo distal hasta la línea referida, llamándose a ésta distancia patelo-bicondílea (DPB). Es la misma distancia que Redon y De la Rosa denominan distancia intercóndilo-rotuliana (DICR) (Redon, 1998).

Cuando la rótula se desaloja en sentido lateral (figura 15-4*B*), la distancia *B* disminuye y la distancia *A* aumenta. La línea vertical del centro de la rótula se aleja en sentido lateral del fondo del surco intercondíleo y de la parte media de las espinas tibiales. La distancia *C* está comprendida entre la vertical de la rótula y la línea que pasa por el centro del surco intercondíleo, distancia que mide el desalojamiento de la rótula en milímetros. El desalojamiento lateral de la rótula no debe modificar la altura de la misma.

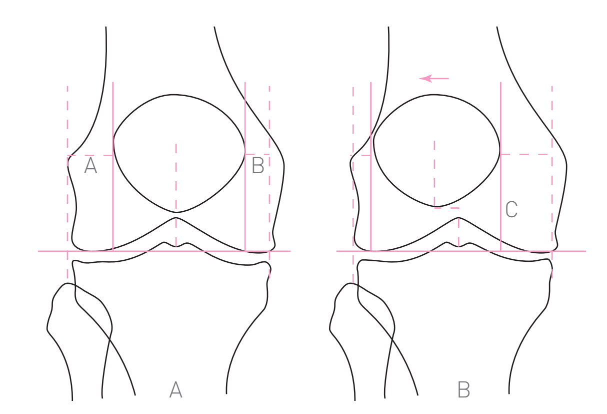


Figura 15-4. **A,** índice de desplazamiento medial de la rótula de Muñoz. Altura de la rótula de Muñoz. **B,** distancia de posición lateral de la rótula de Muñoz.

Ángulo de lateralización de la rótula de Muñoz (1996). También fue desarrollado en el Departamento de Ortopedia del Centro Médico Naval. Consiste en trazar la línea horizontal bicondílea mencionada en la medición anterior para trazar en seguida, perpendicularmente en sentido proximal, otra línea que termine en el centro de la rótula (figura 15-5*A*). En condiciones normales, la línea vertical debe pasar por el polo distal de la rótula, por el centro del surco intercondíleo y entre las espinas tibiales, para continuar con el eje longitudinal de la tibia. Esta línea es el eje mecánico de la extremidad pélvica.

Cuando la rótula se ha desplazado en sentido lateral, se dibuja una línea del centro de la misma (figura 15-5*B*) al sitio de intersección de las líneas intercondílea y vertical de la rótula, para formar un ángulo lateral a la línea vertical de la rótula; se le asigna un valor negativo. Si el ángulo se forma en sentido medial a la línea vertical de la rótula, se otorga un valor positivo (figura 15-5*B*).

Los puntos cor se encontraron entre –9° a +6°, con 75% de probabilidad, sensibilidad de 73% y valor pronóstico de 91%, con una $p < 0.0001$.

Método de Redon y De la Rosa para determinar la altura de la rótula en el plano frontal (1996)

Redon y De la Rosa (1996) desarrollaron este método en el Hospital Central Militar para determinar la altura de la rótula en el plano frontal; se basa en el concepto de que durante la marcha la rótula se desplaza en sentidos proximal y distal con la extensión de la rodilla.

La elevación máxima de la rótula sólo puede determinarse cuando, además de estar en extensión, el cuádriceps se tensa. Si la rodilla se mantiene en extensión, pero sin contraer el cuádriceps, la rótula "cae" a su posición natural de reposo y el tendón rotuliano se relaja y se acorta, en especial cuando es demasiado largo. Por tanto, en la estación de pie las rótulas caen realmente a su máxima posición de descenso, y al tensar el cuádriceps ascienden a su posición más alta.

Al descender, la rótula desarrolla una trayectoria, desde su posición alta y lateral (cuando la rodilla está en extensión) a su posición distal, centrada sobre la polea femoral (cuando la rodilla está en extensión) a su posición distal, centrada sobre la polea femoral (cuando la rodilla se flexiona en cada paso), que los autores denominan trayectoria o mecanismo en *bayoneta*. A medida que la rodilla se flexiona, la rótula desciende hasta chocar con el borde superolateral del cóndilo femoral externo; una vez que choca en este punto, se medializa hasta centrarse por sí sola en la polea femoral y entonces continúa su descenso hasta el momento en que se detenga la flexión de la rodilla. El mecanismo en bayoneta consiste en que la rótula alta y lateral desciende, se medializa y luego desciende más.

El protocolo radiográfico de Redon y De la Rosa para la medición de este desplazamiento mecánico de la rótula consiste en la toma de dos radiografías frontales, es decir, anteroposteriores. La primera radiografía se toma con el paciente en la estación de pie simple, lo cual permite que las rodillas se estabilicen pasivamente, sin el concurso del cuádriceps, lo que permite que las rótulas "caigan" a su máximo descenso.

La segunda radiografía de las rodillas también se toma en proyección frontal, pero con las rodillas en posición horizontal. En dicha posición, las rodillas deben estar tensas. Así, las rótulas ascienden debido a la acción del cuádriceps.

Con ello se estudian las posiciones de máximo ascenso y máximo descenso de las rótulas, y por tal motivo el método de estudio radiológico se considera *dinámico*.

En ambas radiografías se mide la distancia entre el plano inferior de los cóndilos femorales y el polo distal de la rótula, a la cual se denomina distancia intercondilorrotuliana (*DICR*) (figura 15-6).

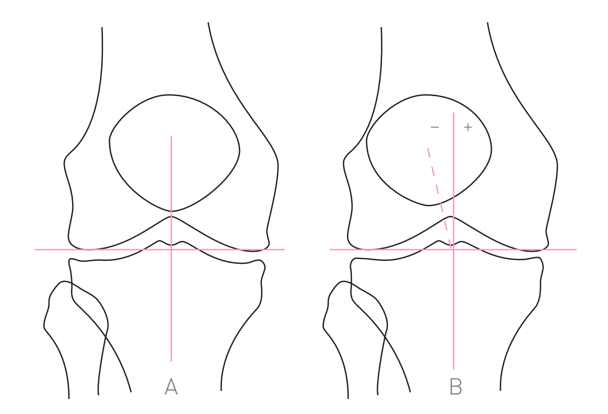


Figura 15-5. Ángulo de desplazamiento lateral de la rótula de Muñoz.

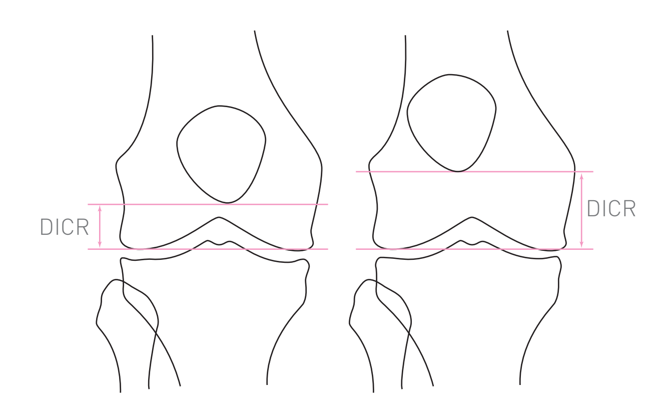


Figura 15-6. Imágenes de proyecciones frontales correspondientes a radiografías con las rodillas tensas bajo la contracción del cuádriceps, es decir, en posición de máximo ascenso de las rótulas. A la *izquierda*, una rótula en posición normal, donde la distancia intercondilorrotuliana (*DICR*) tiene un máximo ascenso en promedio de +22 mm; a la *derecha*, una rótula alta y lateral, donde la *DICR* tiene un ascenso en promedio de +30 mm.

En una serie de 40 individuos normales (80 rodillas), llamado grupo de control o grupo *A*, con edades entre 17 y 27 años (promedio de 22 años), se promediaron los valores encontrados para la posición de máximo ascenso y máximo descenso de la rótula. Así, 13 pacientes (26 rótulas) con rótula alta y lateral, dolorosa, con edades entre 12 y 65 años (promedio de 27 años), integraron el grupo de estudio o grupo *B*.

Resultados

Para el grupo *A* o de individuos normales, en 95% de las rodillas (76 de 80), la *DICR* en la posición de máximo descenso de la rótula sobre el plano de los cóndilos femorales fue en promedio de +12.5 mm (de 0 a +25), con ±7 mm de desviación estándar (*DS*), y la de máximo ascenso fue en promedio de +22 (+4 a +32 mm), con *DS* de ±7 mm. La cantidad de desplazamiento total fue en promedio de 9.5 mm.

Para el grupo *B* o de individuos con rótulas altas y sintomáticas, en 80% de las rodillas (21 de 26) la *DICR* de máximo descenso fue de +10 a +34 mm, con promedio de +17 mm (±11 mm de *DS*), y la de máximo ascenso fue de +22 a +44 mm, con promedio de +30 mm (± 10 mm de *DS*) y una cantidad de desplazamiento total de 13 mm en promedio.

Las diferencias en las distancias de máximo descenso y máximo ascenso para ambos grupos se consideran significativas: entre +12.5 y +17 mm para el descenso (diferencia promedio de 4.5 mm) y entre +22 y +30 mm para el ascenso, con diferencial promedio de 8 mm.

La posición de máximo ascenso en las rótulas del grupo *B* se encontró en 96% de los casos (25 de las 26) en una posición equivalente del nivel de la media de las rótulas hacia arriba.

En 14 de 26 rótulas del grupo *B* (54%) el máximo ascenso rotuliano fue de +30 a +44 mm, con diferencial de 14 mm, mientras que en 11 de las 80 rodillas del grupo *B* (13.7%) el máximo ascenso fue de +30 a +37 mm, con diferencial de 7 mm.

En conclusión, la distancia intercondilorrotuliana de máximo ascenso promedio para individuos normales o asintomáticos es de +22 mm, y para pacientes sintomáticos con rótula alta es de +30 mm, con lateralización de la rótula que rebasa el contorno femoral en proyección radiográfica frontal.

Este concepto dinámico del comportamiento activo de la rótula durante la marcha, desarrollado en el Hospital Central Militar, es lógico y, desde el punto de vista biomecánico, el método de medición radiográfica es de gran utilidad para determinar la posición normal de la rótula y para diagnosticar rótula alta y lateralizada.

El método dinámico de Redon y De la Rosa, del Hospital Central Militar, y los métodos de Muñoz, del Centro Médico Naval, utilizados para determinar la altura y posición de la rótula en el plano frontal son los únicos encontrados hasta el momento en la literatura mundial.

Método de Boon-Itt

Desde el punto de vista histórico, corresponde a Boon-Itt (1930) el mérito de haber reconocido la relación que existe entre la altura de la rótula con las diversas patologías de dicho hueso. A este investigador se debe el primer intento de medir y encontrar dicha altura, lo cual refiere en su trabajo titulado *The normal position of the patella*.

Su procedimiento es extremadamente complejo, muy acucioso y requiere de múltiples puntos de referencia y trazos en una sola radiografía, lo que hizo que muy pronto cayera en el abandono por ser poco práctico. Después de Boon-Itt se han publicado muchas mediciones para la altura de la rótula, algunas tan recientes como la de Leung y colaboradores, en 1996. Por estas razones, vale la pena mencionar el método de Boon-Itt, aunque no sea de utilidad práctica.

Se traza el eje diafisario de la tibia en la radiografía lateral con la rodilla en flexión (figura 15-7). Se traza una línea perpendicular desde el eje diafisario tibial (*O*) hasta el borde inferior de la superficie articular de la rótula (*G*), el cual se prolonga hasta la superficie anterior de la rótula (*F*). A continuación se traza otra línea perpendicular al eje diafisario de la tibia (*D*), hasta la tuberosidad anterior del mismo hueso (*E*). Desde el punto E se traza otra línea hasta el borde inferior del polo distal de la rótula (*F*), con lo que se forma el paralelogramo *OFED*, que puede medirse con la rodilla en extensión. Mediante otros puntos de referencia, como el sitio donde el eje femorotibial se interseca con las superficies articulares del fémur y la tibia, se calculan las relaciones de las mediciones y distancias mencionadas, tanto en flexión como en extensión. Boon-Itt concluye su método al mencionar que el índice de la posición patelar se calcula al dividir α entre β, donde α puede ser *LK'* o *LM'* y β puede ser *GQ* o *G'Q'*. *LK'* es la diferencia en altura entre

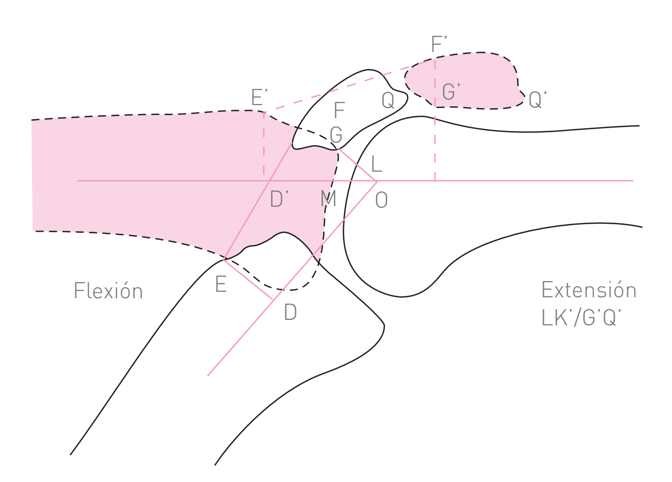


Figura 15-7. Método de Boon-Itt.

el borde inferior de la superficie articular de la rótula y la superficie articular del fémur; *GQ* es la longitud de la superficie articular de la rótula. El índice es de 0.75 con la rodilla en extensión de 170 a 180°, y de 0.20 con la rodilla en flexión de 90 a 120°.

Método de Blumensaat

Línea de Blumensaat (1938)

En la radiografía lateral de la rodilla es posible encontrar una delgada condensación lineal que está situada en la base de los cóndilos femorales y que corresponde al techo de la escotadura intercondílea. Se traza una línea que continúe la condensación ósea que acaba de describirse, la cual, al proyectarse hacia adelante, debe ser tangencial al polo distal de la rótula. Esta línea recibe el nombre de línea de Blumensaat (figura 15-8*B*). Si el polo distal de la rótula queda por encima de dicha línea, se trata de una rótula alta; si queda por debajo, se trata de una rótula baja.

La línea de Blumensaat no es del todo fidedigna, ya que en ocasiones existe dificultad para trazarla, además de la gran variabilidad de la situación del techo de la escotadura intercondílea del fémur. Por otra parte, Insall y Salvati afirman que en 44 radiografías laterales de rodillas con flexión de 30°, el polo distal de la rótula siempre estuvo por arriba de la línea de Blumensaat.

Método de Brattström (1970)

Este método consiste en medir el ángulo formado por la intersección de la línea de Blumensaat con el eje longitudinal del fémur. Su valor normal es de aproximadamente 45° (figura 15-8*B*), con una variabilidad de 27 a 60°. Jacobsen y Bertheussen mencionan un promedio de 32.6° en una serie de 100 radiografías.

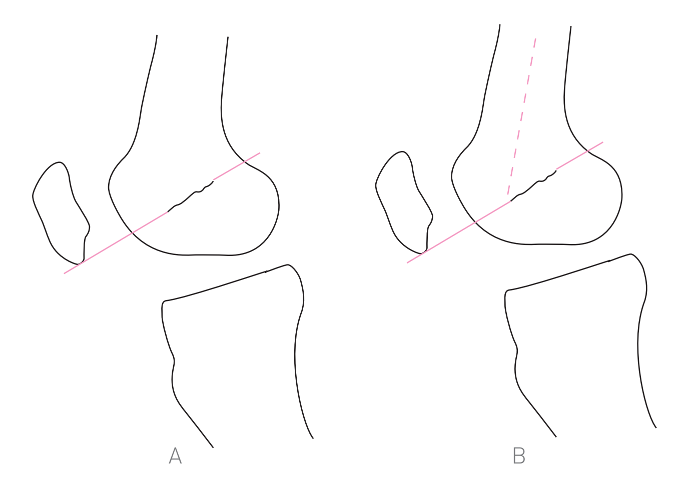


Figura 15-8. A, línea de Blumensaat. **B,** ángulo de Brattström.

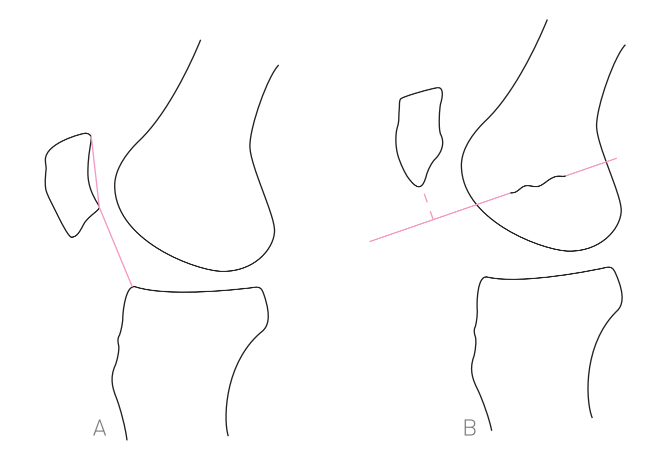


Figura 15-9. A, método de Caton y Deschamps. **B,** método de Jacobsen y Bertheussen.

Distancia *a* de Jacobsen y Bertheussen (1974)

La distancia *a* es la línea perpendicular a la línea de Blumensaat, al vértice o polo distal de la rótula (figura 15-9*B*). El valor normal es de 17 mm, obtenido de una serie de 100 radiografías de individuos normales. El promedio normal en varones es de 18.9 mm, y en mujeres es de 15.5 mm.

Jacobsen y Bertheussen proponen el término de rótula alta, que es aplicable cuando la rótula se encuentra a una distancia mayor de 30 mm.

Método de Insall y Salvati (1971)

Método basado en el hecho de que el ligamento o tendón rotuliano es inextensible, es decir, no es elástico; su longitud determina la posición de la rótula, en virtud de que el sitio de inserción del mencionado tendón en la tibia es constante. Insall y Salvati efectúan las siguientes mediciones en la radiografía lateral de la rodilla con flexión de 30°, que es la posición en la que el tendón rotuliano está en tensión:

- Longitud del tendón. Distancia que existe entre el polo distal de la rótula, en su superficie articular, y la escotadura que se encuentra justamente por encima de la tuberosidad anterior de la tibia (figura 15-10*A*).
- Longitud de la rótula. Distancia que media entre los dos polos de la rótula (la línea o eje más largo) (*b*).
- Anchura de los cóndilos femorales al nivel de la línea de Blumensaat. Se mide la anchura de ambos cóndilos femorales al nivel de la línea de Blumensaat y se promedian (*c*).
- Altura de inserción del tendón rotuliano. Distancia perpendicular al plano de la superficie articular de los cóndilos tibiales que va al sitio de inserción distal del tendón de la rótula (*d*).

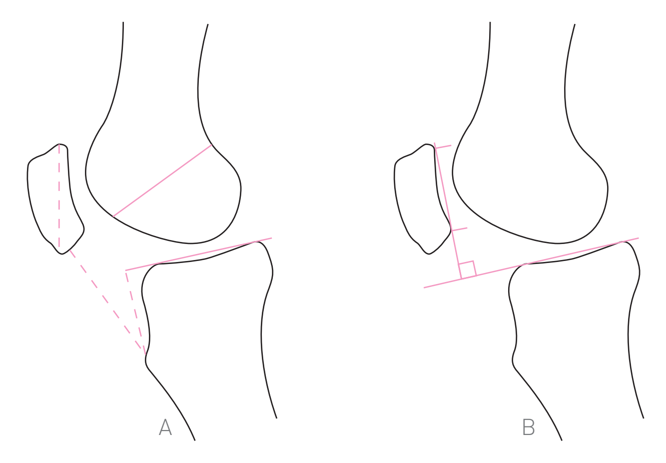


Figura 15-10. **A,** índice de Insall-Salvati. **B,** método de Blackburne y Peel.

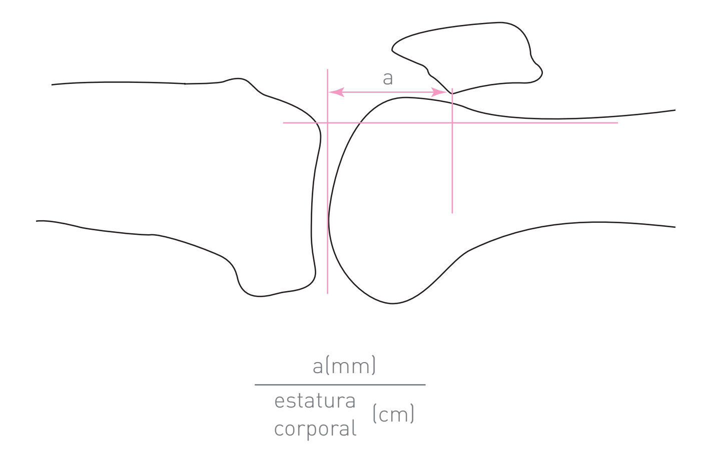
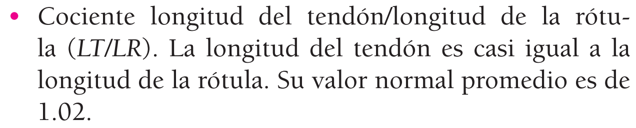


Figura 15-11. Método de Norman y Ekelund.



- Cociente longitud del tendón/longitud de la rótula (*LT/LR*). La longitud del tendón es casi igual a la longitud de la rótula. Su valor normal promedio es de 1.02.
- Cociente longitud de la rótula/anchura condilofemoral (*LR/CFLB*). Ambas mediciones son casi iguales. Su valor promedio es de 0.95.
- Cociente longitud del tendón/altura de inserción (*LT/AT*). La altura de inserción es ligeramente mayor que la mitad de la longitud del tendón rotuliano. Su valor promedio es de 1.85.

Para fines prácticos, la longitud de la rótula se considera de igual tamaño que la longitud del tendón rotuliano o, por lo menos, la longitud del tendón no debe exceder en 20% a la de la rótula.

Método de Norman y Ekelund (1976)

Se coloca al paciente con la rodilla en extensión y una calza abajo del talón a fin de lograr la máxima extensión, con 10 a 15° de rotación lateral del pie para que las superficies articulares de ambos cóndilos femorales queden orientadas en el plano horizontal; además, se requiere que el paciente mantenga la máxima contracción del cuádriceps durante la toma de la radiografía. Una vez obtenida la radiografía lateral en estas condiciones, se realizan las siguientes mediciones (figura15-11):

- Longitud del tendón de la rótula. Se mide la longitud del tendón rotuliano por su superficie profunda, desde el polo distal de la rótula hasta la tuberosidad de la tibia (no mostrado en la figura).
- Longitud de la rótula. Se mide la distancia diagonal máxima del hueso (no mostrado en la figura).
- Longitud de la superficie articular de la rótula (no mostrado en la figura).
- Línea del plano de los cóndilos femorales. Se dibuja una línea perpendicular al eje longitudinal del fémur, que sea tangencial a los cóndilos femorales. El eje longitudinal del fémur se dibuja al prolongar el borde de la cortical anterior de la diáfisis del fémur.
- Posición vertical de la rótula. Se dibuja una línea perpendicular al eje longitudinal del fémur, que termine en el borde inferior de la superficie articular de la rótula. La distancia comprendida entre esta línea y la del plano de los cóndilos femorales (distancia 0) mide la altura de la rótula.

La distancia *a* (en milímetros) se relaciona con la estatura del individuo (en centímetros), con lo que se obtiene la siguiente fórmula:

$$\frac{\text{Altura de la rótula (mm)}}{\text{Estatura corporal (cm)}} \times 10 = \text{altura relativa}$$

Norman y colaboradores (1983) encontraron, en una serie de 91 pacientes con lesiones meniscales, que los valores para la posición vertical de la rótula (*PVR*) eran de 37.1 (de 30 a 46) en varones y de 34.6 (de 27 a 41) en mujeres. Los valores para la relación PVR/estatura corporal fueron de 0.21 (de 0.17 a 0.26) para varones y de 0.21 (de 0.17 a 0.26) para mujeres.

Método de Blackburne y Peel

Consiste en trazar una línea tangencial a la superficie articular de la tibia (figura 15-10*B*); en seguida se traza la distancia *B*, que es la longitud de la superficie articular de la rótula. Asimismo, se dibuja la distancia *A*, que parte en sentido perpendicular desde la línea horizontal trazada previamente hasta el borde inferior de la superficie articular de la rótula. El índice se calcula al dividir *A* entre *B*, lo que debe dar un resultado de 0.8.

Método de Catón y Deschamps (1979)

Consiste en dividir la distancia *A*, que se extiende desde el punto inferior de la superficie articular de la rótula hasta el ángulo anterosuperior de la tibia (figura 15-9*A*), entre la distancia *B*, que es la longitud de la superficie articular de la rótula. Los valores normales son de 0.96 (0.134 para varones) y de 0.99 (0.129 para mujeres).

Estos autores concluyen que: 1) se trata de un método confiable y simple; 2) la flexión de la rodilla puede estar entre 10 a 80°; 3) no importa el tamaño de la rótula; 4) no interfiere el tamaño y la posición de la tuberosidad de la tibia; 5) el valor normal es de 1.00, y 6) un valor menor de 0.6 indica una rótula baja; por otro lado, un valor mayor de 1.3 indica una rótula alta.

Método de De Carvalho

De Carvalho y colaboradores (1985) miden la longitud de la superficie articular de la rótula (figura 15-12*B*) o distancia *B*, así como la distancia más corta desde el límite inferior de la superficie articular al platillo tibial (*A*). El índice se obtiene al dividir *A* entre *B*, y los valores normales son 0.47 a 1.28; se considera que 0.13 indica una desviación estándar. El promedio es de 0.89.

Método de Insall/Salvati modificado por Grelsamer y Meadows

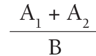
El principio teórico de estos autores (1992) se basó en que existen rótulas que tienen una faceta no articulada y muy grande en el polo distal. También aluden, como otros autores, a la dificultad de localizar el sitio exacto de inserción del tendón de la rótula en la tuberosidad de la tibia y, sobre todo, que el índice de Insall-Salvati no toma en consideración la forma de la faceta articular de la rótula. Hay algunas que tienen rótula alta, con un polo distal muy largo, que presentan un índice de Insall-Salvati normal (falso), es decir, un índice falso negativo.

Por estas razones, Grelsamer y Meadows (figura 15-12*A*) trazan una línea (*B*) desde la superficie articular de la rótula en su punto más inferior, en lugar de trazarla desde el polo distal de la rótula a la manera de Insall y Salvati; la dividen entre la longitud del tendón rotuliano (*A*). La distancia *B* se toma de los métodos de Blackburne y Peel, así como de De Carvalho y de Catón.

Los valores de la modificación de Greslamer y Meadows al índice de Insall-Salvati en una serie de 100 pacientes con patología rotuliana fueron de 1.2 a 1.6, con un promedio de 1.75. En individuos sanos de control fueron de 1.2 a 2.1, con un promedio de 1.5. De los individuos sanos, 97% tuvieron un índice menor de 2.

Método de Leung

Leung y colaboradores (1996) mencionaron que en la población del sur de China la altura de la rótula es entre 15 y 20% más alta que en poblaciones occidentales, tanto en individuos normales como en individuos con patología rotuliana. Estos autores denominan a su método índice de rótula alta. Consiste en medir el diámetro mayor diagonal de la rótula (figura 15-13), al que denominan A_2, así como la longitud del tendón rotuliano (A_1) (como el método de Insall y Salvati); finalmente, miden la longitud de la superficie articular de la rótula (*B*) (como los métodos de Blackburne-Peel, Catón-Deschamps, De Carvalho y colaboradores, y Grelsamer-Meadows). El índice se calcula así:



$$\frac{A_1 + A_2}{B}$$

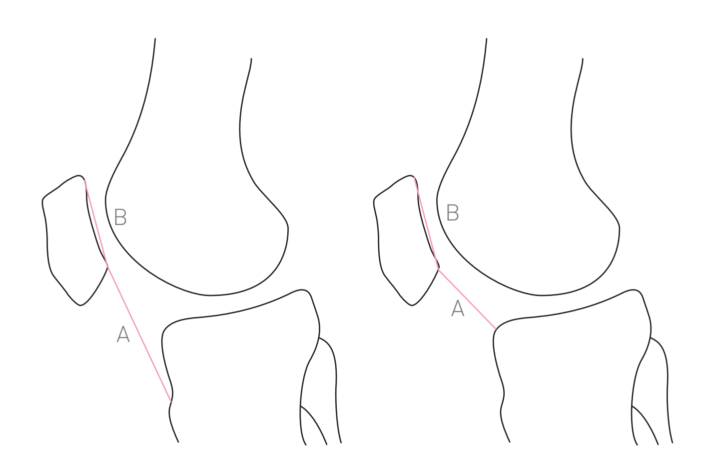


Figura 15-12. A, método de Grelsamer y Meadows. **B,** método de De Carvalho.

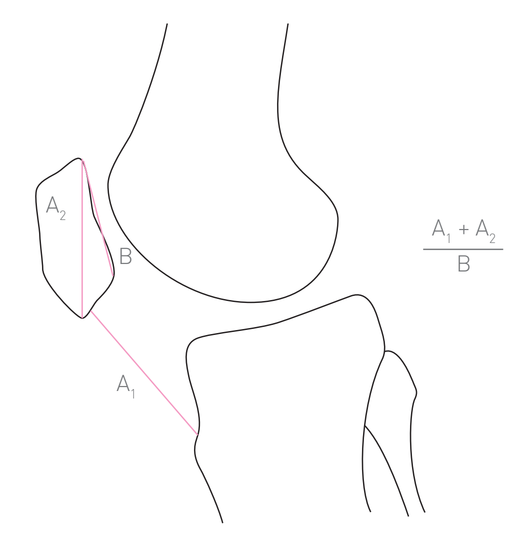


Figura 15-13. Método de Leung.

El valor normal promedio es de 2.98, con una desviación estándar de 0.24. Leung y colaboradores consideran a su método similar en resultados a los de De Carvalho y colaboradores, y de Grelsamer-Meadows.

Análisis crítico de los métodos de Insall-Salvati, Blackburne-Peel, Catón y colaboradores. De Carvalho y colaboradores, y Grelsamer-Meadows.

1. Insall-Salvati. Requiere de una buena técnica radiográfica, en muchas ocasiones con técnica para partes blandas. El polo distal de la rótula puede ser muy largo, lo que da un resultado falso negativo. El área de inserción del tendón de la rótula puede variar entre 0 y 25 mm, con un promedio de 5 mm. Cualquier rotación de la rodilla, por mínima que sea, modifica la tuberosidad de la tibia. Esta tuberosidad puede ser muy plana, casi al nivel de la cortical anterior de la tibia. No toma en cuenta a la superficie articular de la rótula. Requiere de flexión de 30°. La superficie posterior del tendón rotuliano a menudo es difícil de ver. Según De Carvalho, en 66% de los casos la inserción del tendón rotuliano no coincide con la tuberosidad de la tibia.
2. Blackburne y Peel. Requiere que se dibuje una línea en la superficie articular de la tibia. Las siluetas de ambos cóndilos tibiales (lateral y medial) deben quedar exactamente superpuestas. La inclinación de los platillos tibiales varía mucho entre un paciente y otro.
3. Catón-Deschamps. Estos autores mencionan el ángulo anterosuperior de la tibia, el que según Grelsamer y Meadows no existe en 10% de los casos.
4. De Carvalho y colaboradores. Este método utiliza el borde o sitio más proximal de la tibia, que tiene gran variabilidad.
5. Norman y Ekelund. El inconveniente de este método es que se requiere de la completa extensión de la rodilla. Si se coloca una calza bajo el talón, se puede producir una hiperextensión de la rodilla. Durante la toma de la radiografía el paciente tiene que mantener el cuádriceps contraído al máximo. La posición vertical de la rótula disminuye con el cuádriceps relajado, aumenta con la contracción del mismo y aumenta todavía más con la hiperextensión de la rodilla.

El valor normal, en forma práctica, del método de Insall es de 1, que es una cifra fácil de recordar, mientras que el de De Carvalho es de 1.1, el de Catón es de 1.2 y el de Grelsamer es de 2. Quizá los métodos más confiables y prácticos son los de Blackburne, Catón y De Carvalho.

Método de Labelle y Laurin (1975)

Se realiza con la rodilla en flexión de 90°. Se traza una línea a lo largo de la cortical ventral de la diáfisis del fémur, que se prolonga hacia adelante; se hace lo mismo con la cortical dorsal. En condiciones normales, la rótula debe quedar entre estas líneas paralelas. Si la rótula es alta, queda situada sobre la línea ventral, y si es baja, queda sobre la línea dorsal (figura 15-14).

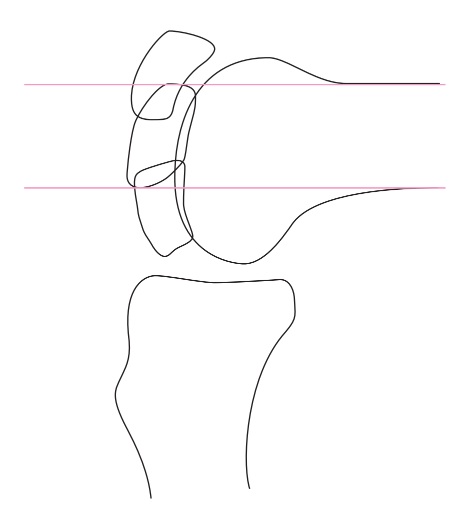


Figura 15-14. Método de Laurin y Labelle.

Geometría anatómica distal del fémur

Método de Elías y colaboradores (1990)

Las mediciones geométricas o anatómicas de un hueso tienen la finalidad de permitir una mejor comprensión de la biomecánica del mismo, así como de dar origen a nuevos diseños de prótesis y nuevas mediciones radiográficas. El extremo distal del fémur en el plano sagital está formado por tres segmentos de círculo (figura 15-15). El primero de ellos es el círculo anterior, que representa el piso de la tróclea o surco patelar; está delimitado por el eje longitudinal

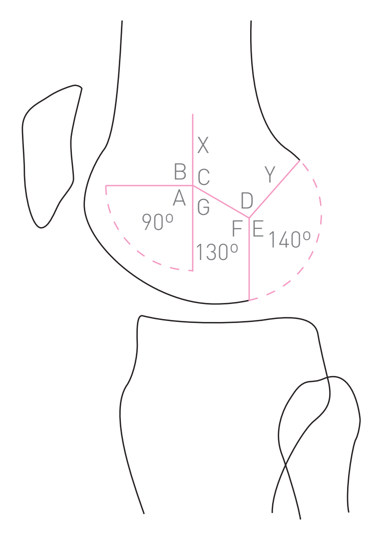


Figura 15-15. Geometría del extremo distal del fémur.

del fémur (línea *x*) y una línea horizontal a *x*, donde empieza el surco patelar en su punto más superior. El radio es de 24 mm; el ángulo formado por los dos radios es de 90° (*A*).

El segundo círculo es posterior y representa a los cóndilos femorales. Sus radios superior e inferior forman un ángulo de 140°; la periferia del círculo coincide con el borde posterior de los cóndilos femorales. Los centros de ambos segmentos de círculo están separados por una distancia de 20 mm. El círculo intermedio está situado por delante del círculo posterior y representa el borde distal de los cóndilos; su ángulo es de 130°. Se forman además los ángulos *A*, *B*, *C*, *D*, *E*, *F* y *G*. Los valores promedio encontrados por los autores son de 89.6 para el ángulo *A*, de 91 para el *B*, de 127 para el *C*, de 88 para el *D*, de 143 para el *E*, de 129 para el *F*, de 53 para el *G*, de 25 mm para el radio del círculo anterior, de 22 mm para el radio del círculo posterior y de 20 mm para la distancia *XY*.

Radiografía axil

Se han descrito innumerables mediciones sobre la relación de la rótula con el fémur en la proyección axil. A continuación se mencionan las más importantes y útiles.

Ángulo del surco de Brattström

Está formado por el punto más alto de los cóndilos medial y lateral del fémur y el punto más profundo del surco intercondíleo (figura 15-16*A*). Este ángulo mide la profundidad del surco intercondíleo. Su valor normal promedio es de 142°, y sus variaciones son de 141 a 143°. Ficat le llama ángulo facetariotroclear y menciona valores normales del límite inferior entre 125 y 130°; por su parte, Delahaye le denomina ángulo de abertura de la tróclea.

Método de Merchant

El ángulo de congruencia patelofemoral mide la relación de la rótula con los cóndilos femorales. Esta relación se construye con la ayuda del ángulo del surco de Brattström. Se traza el ángulo del surco, así como la bisectriz del mismo, que representa una línea de referencia cero. A continuación se proyecta otra línea del fondo del surco intercondíleo al vértice o punto en donde se unen las dos superficies o facetas articulares de la rótula. Estas dos líneas forman el ángulo de congruencia (figura 15-16*B*). Si el ápex o vértice de las superficies articulares de la rótula se encuentra en sentido lateral a la línea cero, el ángulo de congruencia se considera positivo; si queda en sentido medial a la línea cero, el ángulo es negativo. El valor promedio normal es de −6°.

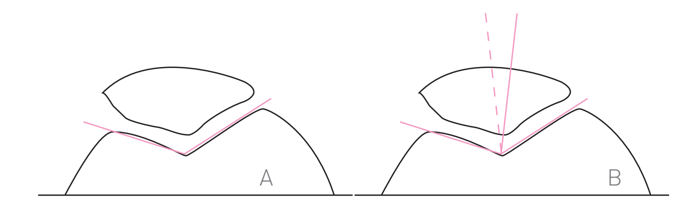


Figura 15-16. A, ángulo del surco de Brattström. **B,** ángulo de Merchant.

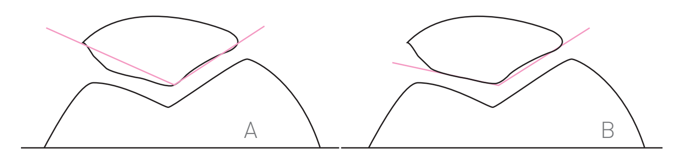


Figura 15-17. A, método de Ficat y Bizou. **A,** índice patelar de Brattström.

Índice patelar de Brattström

También se denomina cociente facetariopatelar. Es la relación que existe entre la anchura de las superficies articulares medial y lateral de la rótula. El valor promedio normal es de 1.4. Para medirlo, se traza una línea desde el punto más medial de la faceta articular medial hasta la cresta interfacetaria, que se representa como *RI*, y otra línea desde la cresta interfacetaria hasta el punto más externo de la faceta articular lateral, que se representa como *ER* (figura 15-17*B*). Ficat y Bizou efectúan estas mediciones, pero con la variante de que en la faceta articular medial trazan una línea que va desde la cresta interfacetaria hasta una arista accesoria que subdivide a dicha faceta medial en dos. Su valor es de 2.0 (figura 15-17*A*).

Profundidad patelar

Es la relación que existe entre la anchura de la rótula (*a*) y la distancia de ésta hasta la cresta interfacetaria (*b*). Para determinar esta relación se procede a medir el diámetro transversal mayor de la rótula en el ecuador de la misma (*W*), así como una línea perpendicular a ésta, que pase por el vértice de la cresta interfacetaria (*H*). El cociente de la división de *W* entre *H* tiene un valor normal de 3.9 y representa la profundidad de la rótula (figura 15-18*B*).

Ángulo facetariopatelar

Dicho ángulo está formado por las superficies articulares de la rótula. Su valor normal es de 130°. Ficat señala que este ángulo es casi equivalente al ángulo troclear, aunque más fidedigno cuando se utiliza la cresta accesoria medial. Se denomina ángulo de abertura de la rótula (figura 15-18*A*).

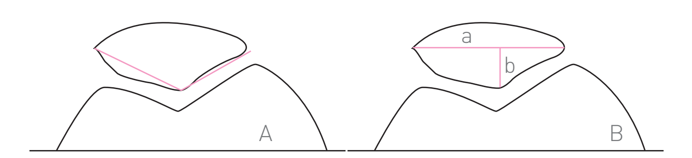


Figura 15-18. A, ángulo facetariopatelar. **B,** profundidad patelar.

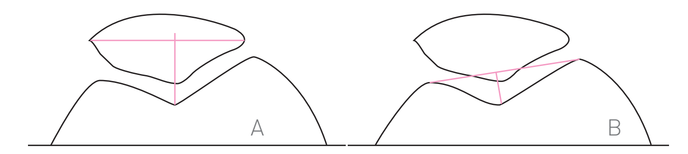


Figura 15-19. **A,** centraje de la rótula. **B,** profundidad troclear de Ficat y Bizou.

Centraje de la rótula

Se considera centrada a la rótula cuando la línea perpendicular al eje ecuatorial de la misma pasa por la cresta interfacetaria y llega al fondo del surco intercondíleo del fémur (figura 15-19*A*).

Profundidad troclear

Este coeficiente, ideado por Ficat y Bizou, indica la relación que existe entre la distancia que une a los respectivos vértices de los cóndilos femorales con una línea perpendicular a esta última, que termina en el surco intercondíleo femoral (figura 15-19*B*). Su valor normal es de 4.2 a 6.5.

Ángulo de inclinación troclear

Ángulo formado por una línea horizontal (paralela al borde inferior de la radiografía) con otra línea tangencial al ápex de ambos cóndilos femorales. Su valor normal es de 3.5 a 6.4°. Representa la inclinación del cóndilo lateral (que es el más grande) en comparación con el medial; también se le denomina ángulo de la pendiente troclear de Brattström (figura 15-20*A*).

Cociente troclear

Relación existente entre las superficies articulares de los cóndilos femorales; es similar al cociente patelar (figura 15-20*B*). La distancia de la superficie articular del cóndilo femoral externo (CE) se divide entre la distancia de la superficie articular del cóndilo femoral interno (CI).

Método de Laurin

El ángulo patelofemoral también es útil en el diagnóstico de la subluxación recurrente de la rótula. El ángulo está formado por una línea que une los puntos más altos de los cóndilos femorales y otra línea que va desde la cresta interfacetaria de la superficie articular de la rótula hasta el punto más externo de la superficie articular externa de la misma (figura 15-21*A*).

En condiciones normales, el ángulo es de seno lateral, aunque en muy raras ocasiones las líneas mencionadas son paralelas en personas normales, lo cual sugiere que el paciente puede desarrollar condromalacia o subluxación recurrente de la rótula. En estos pacientes las líneas son paralelas o el ángulo se invierte, es decir, es de seno medial.

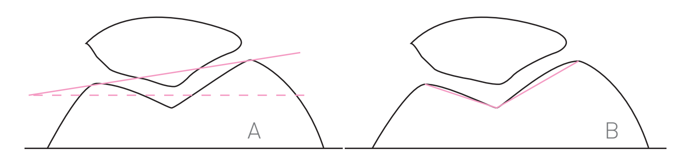


Figura 15-20. **A,** ángulo de inclinación troclear. **B,** cociente troclear.

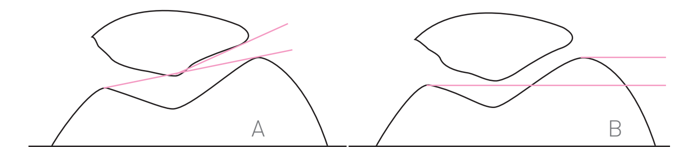


Figura 15-21. **A,** método de Laurin. Ángulo lateral. **B,** altura del cóndilo lateral.

Altura del cóndilo femoral externo

Se determina al proyectar sendas líneas perpendiculares a la vertical, que sean tangenciales al punto más alto de los cóndilos femorales medial y lateral. La altura del cóndilo femoral externo es de aproximadamente 0.5 cm (figura 15-21*B*).

Diagnóstico de rótula alta

Se ha considerado al síndrome de rótula alta como la causa más frecuente de la luxación recidivante de la rótula y de la condromalacia. Debido a ello, las mediciones para determinar la altura de la rótula son útiles en estos padecimientos, así como en la apofisitis de la tuberosidad anterior de la tibia (enfermedad de Osgood-Schlatter). Tales mediciones se encuentran alteradas en dichos padecimientos, como se muestra en el cuadro 15-1. A su vez, en el cuadro 15-2 se presentan las entidades nosológicas que cursan con rótula alta y rótula baja.

Cuadro 15-1. Causas etiológicas.

Método	Luxación de rótula	Condromalacia	Osgood-Schlatter
Insall-Salvati	En aumento	Disminuido	En aumento
Blackburne	En aumento	Disminuido	–
Brattström	En aumento	Disminuido	–
Merchant	En aumento	Disminuido	–

Cuadro 15-2. Causas etiológicas.

Rótula alta	Rótula baja
Enfermedad de Osgood-Schlatter	Rotura del cuádriceps
Enfermedad de Sinding-Larsen-Johansson	Parálisis del cuádriceps
Osificación prematura de la tuberosidad anterior de la tibia	Enfermedad de Sinding-Larsen Johansson
Parálisis espástica	–
Enfermedades hereditarias del tejido conjuntivo: Síndrome de Marfan Síndrome de Ehlers Danlos	–

Desalojamiento e inclinación lateral de la rótula

Método de Sasaki y Yagi (1986)

Procedimiento que consiste en trazar en la radiografía axil (figura 15-22) una línea horizontal que pase por el punto más alto del cóndilo lateral (*L*), llamada línea condílea. Se dibuja otra línea que una el borde más lateral (*A*) con el borde más medial (*B*) de la rótula; se le llama línea patelar. La intersección de estas dos líneas en sentido lateral forman el ángulo de inclinación lateral de la rótula. Desde el punto más alto del cóndilo lateral del fémur (*L*) se genera una línea que interseque a la línea patelar en el punto *C*, perpendicularmente y en sentido superior, lo que origina dos distancias en la línea patelar (*AC* y *CB*). El cálculo del porcentaje de la posición lateral de la rótula se realiza de la siguiente manera:

$$AC/BC \times 100$$

Desplazamiento lateral de la rótula

Método de Vähäsarja

En su método, Vähäsarja y colaboradores (1995) dibujaron la línea intercondílea que va del punto más alto del cóndilo

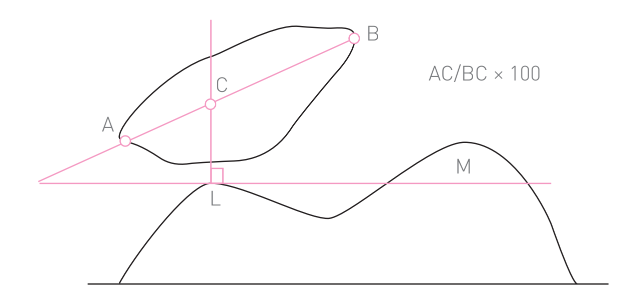


Figura 15-22. Método de Sasaki y Yagi.

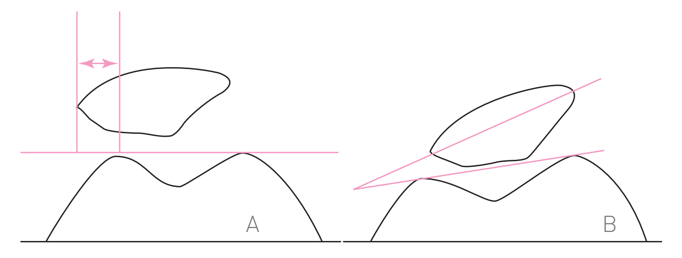


Figura 15-23. A, método de Vähäsarja. **B,** inclinación troclear.

lateral al medial (figura 15-23*A*). Se traza una línea perpendicular en sentido vertical que pase por el borde más lateral de la rótula. La distancia entre estas dos líneas, que se mide en milímetros, representa la desviación lateral de la rótula. En la figura 15-23*B* se encuentra el ángulo de inclinación lateral de la rótula.

Coordenadas rotulianas de Ficat

Son múltiples las líneas y mediciones que Ficat (1970, 1972) ha aportado para el estudio de la posición de la rótula en la proyección axil. Algunas ya han sido descritas anteriormente. Se mencionan a continuación algunas otras.

Índice de profundidad de la rótula

Es la relación que existe entre la longitud del eje transversal de la rótula (*L*) y el diámetro anteroposterior (*H*) (figura 15-24*A*):

$$3.6 < (L/H) < 4.2$$

Según Ficat, *L/H* varía desde 3.6 hasta 4.2, con una media de 3.9.

Ángulo de apertura de la rótula

Está formado por las dos facetas articulares de la rótula; tiene un valor de 120 a 140°, con una media de 130°. Las superficies articulares de la rótula son sensiblemente paralelas a las de los cóndilos del fémur, aunque en ocasiones se encuentra una pequeña divergencia de 5 a 10° hacia el compartimiento medial, lo que forma un ángulo abierto hacia adentro.

Índice de las facetas articulares

Es una modificación de Ficat al índice de Brattström. Este último autor divide la longitud de la faceta articular lateral (*RE*) entre la longitud de la faceta medial (*IR*), mientras que Ficat divide la longitud de la faceta articular lateral entre la longitud del eje transversal de la rótula:

$$\text{Brattström: } (RE/IR)1 \leq N \leq 1.75$$

$$\text{Ficat y Brizou: } (RE/RL)\ 1 \leq N \leq 3$$

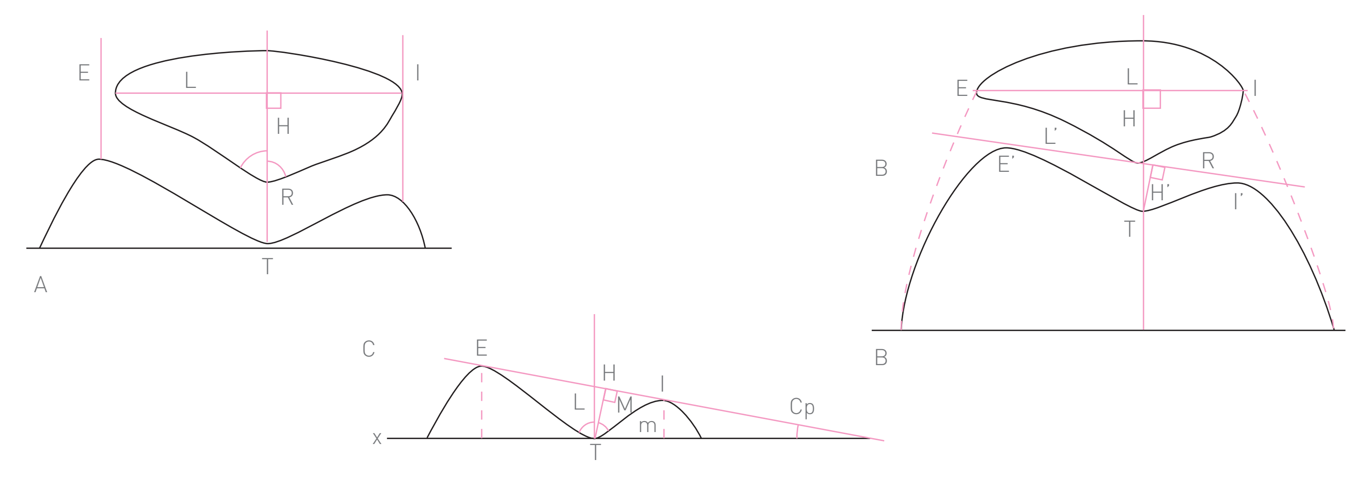


Figura 15-24. Coordenadas de Ficat.

Coordenadas trocleares condíleas

Método de Brattström

Brattström mide la altura de los bordes más altos de los cóndilos femorales trazados desde una línea horizontal (*x*), tangente a la garganta de la tróclea o fondo del surco intercondíleo (figura 15-24*C*) (*i* y *m*), así como el ángulo (*cp*) formado por la intersección de esta línea horizontal con una línea tangente a los bordes más altos de ambos cóndilos; se le llama ángulo del puente de la tróclea. Sus valores son de 3 (50<*cp*<6>40).

Ficat y Bizou trazan una línea vertical paralela a la línea horizontal de Brattström, con lo que intersecan el fondo del surco intercondíleo (*T*); así se obtienen las siguientes mediciones.

Coeficiente de profundidad de la tróclea de Ficat y Bizou. Relación de la longitud de apertura (*EI*) o la distancia entre el borde más alto de los cóndilos femorales (figura 15-24*C*) entre la profundidad de la tróclea *HT*. Este coeficiente varía desde 4.20 a 6.50; el aumento significa una disminución de la profundidad de la tróclea:

$$EI/HT = 4.2 < N < 6.50$$

La línea tangencial al borde superior de los cóndilos femorales marca la apertura de la tróclea, que debe ser tangencial al borde de la cresta interfacetaria de la rótula (figura 15-24*B*), sobre todo con flexión de 60°.

Ángulo de apertura de la tróclea. Se mide con flexión de la rodilla de 60°. Está formado por la prolongación de las superficies articulares de los cóndilos femorales; mide 142° como promedio. Brattström da los siguientes resultados:

$$141° \ 29 < N < 143° \ 29$$

Índice de las facetas trocleares (condíleas). Es la relación que existe entre la superficie articular del cóndilo lateral (*TE*) y la del medial (*TI*), y es similar al índice de las facetas articulares de la rótula.

Los criterios de Ficat para las mediciones femoropatelares (figura 15-20*B*) aparecen en el cuadro 15-3.

Índice patelar de Cross y Waldrop (1975)

En este método se dibuja una línea a lo largo de la máxima anchura de la rótula, que una los bordes medial (*A*) y lateral (*B*) de la misma (figura 15-25), así como otra línea, perpendicular a la ya descrita, que pase por la máxima altura de la rótula. El punto de intersección de ambas líneas es el punto *X*. De esta forma se obtienen las distancias *AX* y *BX*, lo que da origen a la siguiente relación:

$$(XB + AX)/\ (XB - AX)$$

En una serie de 1 004 radiografías, 706 fueron de varones y 298 de mujeres. De los 706 varones, 608 eran individuos normales y 98 tenían inestabilidad patelofemoral, mientras que de las 298 mujeres, 211 eran normales y 87 tenían inestabilidad patelofemoral. Las mediciones se resumen en

Cuadro 15-3. Criterios de Ficat para las modificaciones femoropatelares.

1. Rótula centrada		
Índice patelar	1 ≤ N ≤ 3	1 ≤ N ≤ 1.75
Ángulo de apertura de la rótula	130°	120 < φ < 140
Índice de profundidad	1/H = 3.9	3.6 < 1/H < 4.2
2. Tróclea		
Ángulo de apertura	142°	125 < T < 143
Coeficiente de profundidad	4.3	4.2 < N < 6.5

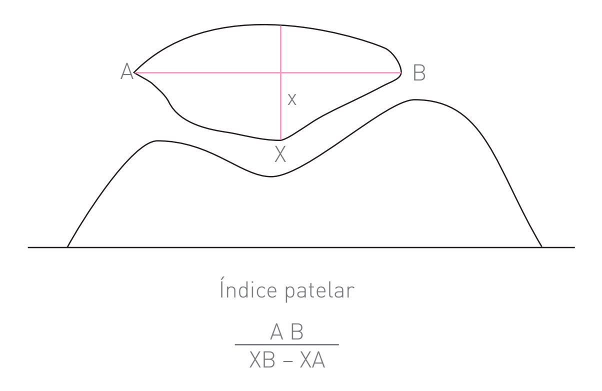


Figura 15-25. Índice de Cross y Waldrop.

los cuadros 15-4 y 15-5, con los que puede tenerse una idea de la utilidad de este índice. Se aplica la siguiente fórmula:

$$\text{Índice patelar} = \frac{AB}{(XB - XA)}$$

Ángulo patelofemoral lateral de Laurin (1979)

Se mide en la radiografía axil con flexión de la rodilla de 160° o extensión de 20°. Se traza una línea tangencial al borde más superior de ambos cóndilos femorales (figura 15-26). Se traza otra línea que se origina en el borde de la cresta interfacetaria hacia el borde lateral de la rótula, con lo que se forma el ángulo patelofemoral lateral. En condiciones normales, el ángulo se sitúa por arriba de la línea intercondílea y está abierto en forma lateral. Cuando existe posición lateral de la rótula, las líneas se hacen paralelas y se pierde el ángulo. Los autores sospechan que en 3% de la población normal asintomática las líneas pueden estar paralelas, por lo que este ángulo no es patognomónico para diagnosticar condromalacia de la rótula.

Índice patelofemoral de Laurin (1979)

Por la razón expuesta en el párrafo anterior, estos autores miden el índice patelofemoral (figura 15-27), que es la relación que se obtiene al dividir la distancia del interespacio medial femoropatelar (*a*) entre la distancia del interespacio lateral femoropatelar (*b*). La distancia *b* corresponde a la distancia más corta entre la faceta articular lateral de la rótula y la superficie articular del cóndilo lateral del fémur. La distancia *a* corresponde a la distancia más corta entre el límite lateral de la faceta medial de la rótula y el cóndilo femoral medial. La medición de esta última distancia se dificulta en ocasiones por la variada morfología de la superficie facetaria medial de la rótula mencionada por Wiberg. El valor normal de este índice se obtiene al dividir *a* entre *b*, que es igual a 1.6.

En la figura 15-27, el dibujo superior corresponde a un individuo normal, mientras que los esquemas inferiores corresponden a la condromalacia patelar con flexiones de 20 y 60°. En la posición de 20°, el ángulo patelofemoral disminuye y las líneas tienden a hacerse paralelas.

Desplazamiento lateral patelar. En la proyección de 20° de extensión se dibuja una línea vertical llamada línea *C* (figura 15-28*A*), perpendicular a la línea que une ambos bordes de los cóndilos femorales; debe originarse en el borde articular del cóndilo medial del fémur (línea discontinua). El borde medial de la rótula debe quedar en sentido medial a la línea *C* en individuos normales; en 97% de los casos el ángulo patelofemoral es normal.

En una serie de 100 voluntarios normales, Laurin y colaboradores encontraron que sólo en tres el borde medial de la rótula estaba situado lateralmente a la línea *C*, por lo

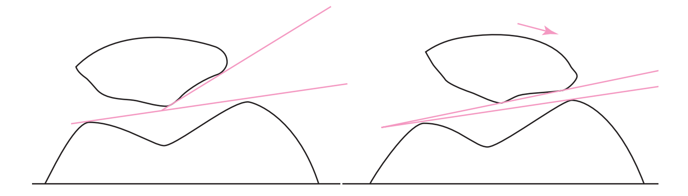


Figura 15-26. Ángulo patelofemoral de Laurin.

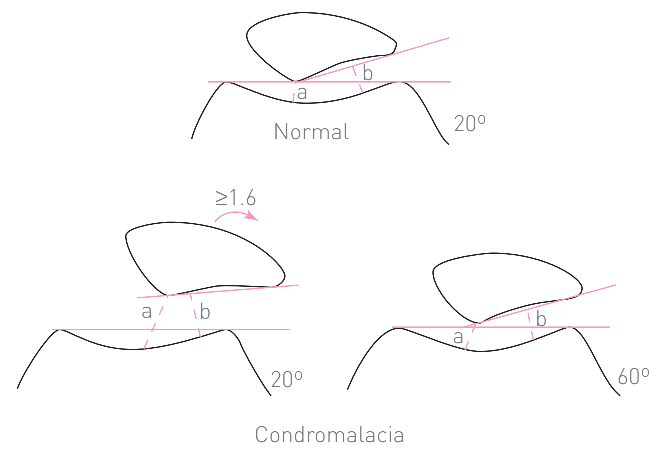


Figura 15-27. Índice patelofemoral de Laurin.

Cuadro 15-4. Mediciones del índice patelar de Cross y Waldrop (en milímetros).

	Varones		Mujeres	
	AX	XB	AX	XB
Normal	23.4	26.8	21.3	23.9
Slubluxación	22.4	27.6	20.5	24.2

Cuadro 15-5. Mediciones del índice patelar de Cross y Waldrop.

	Varones	Mujeres
Normal	15	17
Slubluxación	10	12

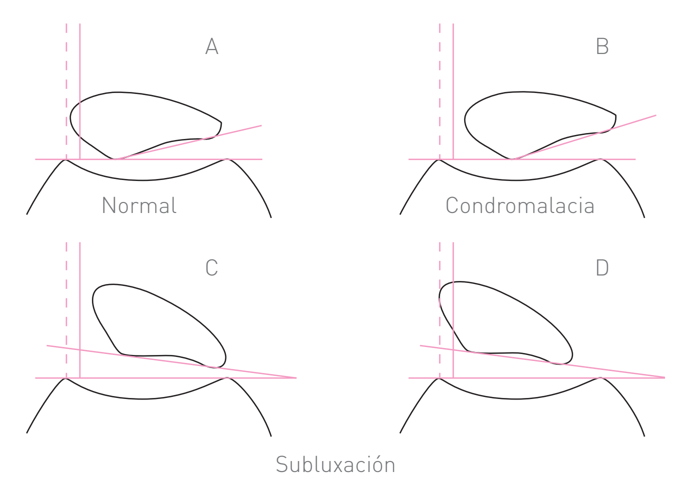


Figura 15-28. Desplazamiento lateral de la rótula de Laurin.

que los autores desplazan la línea vertical 1 mm en sentido medial (línea continua) de su sitio de referencia original. Se puede establecer que la posición normal del borde medial de la rótula es en sentido medial a la línea *C*.

En la condromalacia (figura 15-28*B*), el desplazamiento lateral excesivo de la rótula hace que ésta se aleje de la línea vertical, mientras que el ángulo patelofemoral continúa en límites normales. Este desplazamiento se encontró en 30 de 100 pacientes con condromalacia de rótula.

En la subluxación de la rótula (figura 15-28*C*) el ángulo se invierte, por lo que queda abierto en sentido medial con un excesivo desplazamiento de la rótula; se aleja de la línea *C*. Puede haber inversión del ángulo sin desplazamiento lateral de la rótula, con lo que el borde lateral de la misma queda dentro de las líneas verticales de referencia (figura 15-28*D*). En el cuadro 15-6 se muestran las mediciones de Laurin en voluntarios sanos y en pacientes con subluxación de la rótula y con condromalacia de la misma. Este cuadro muestra lo útil y confiable de las mediciones de Laurin.

En ocasiones, el ángulo lateral femoropatelar puede estar disminuido según la forma de la rótula, pero el interespacio articular lateral debe ser normal; el ángulo continúa abierto hacia afuera. En la luxación recidivante de la rótula, las líneas se hacen paralelas o el ángulo se encuentra abierto en sentido medial (figura 15-29).

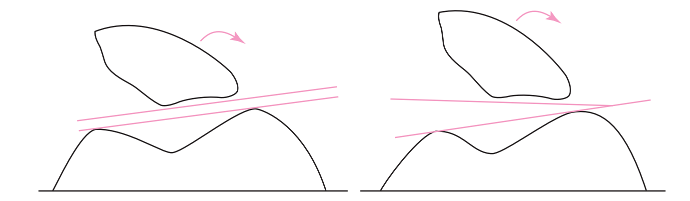


Figura 15-29. Luxación recidivante de la rótula.

Excavación de Haglund

Haglund (1926) reportó una rara imagen a la que llamó excavación, la cual lleva su nombre (figura 15-30) y se encuentra en la superficie articular de la rótula. Consiste en un hundimiento de la parte media de dicha superficie; se mide al trazar una línea tangencial a la superficie articular proximal a la excavación, así como a la distal. Se traza una línea perpendicular a la línea articular hasta el fondo de la excavación; debe medir por lo menos 1 mm de profundidad.

Perrild y colaboradores (1982) encontraron una frecuencia significativamente alta de rótula alta y presencia de la excavación de Haglund. Ellos estudiaron una serie de 71 pacientes con condromalacia de rótula; en 40 de ellos (56%) se encontró la excavación de Haglund, mientras que en un grupo control de 97 pacientes que habían sido sometidos a meniscectomía la excavación se encontró en 34 (35%). En esta serie, el valor de predicción de una prueba positiva fue de 40/(40 + 34) = 0.54, mientras que el valor de predicción de una prueba negativa fue de 31/(31 + 63) = 0.32.

Sin embargo, autores como Graf y colaboradores (1993) mencionaron que la excavación de Haglund se presenta con igual frecuencia en pacientes con condromalacia de la rótula que en grupos de control; consideran a la excavación (o impresión de Haglund, como ellos la llaman) como una variación anatómica normal de la rótula, sin valor diagnóstico.

Inestabilidad anterior de la rodilla

Método de Franklin (1991)

Es de utilidad para el diagnóstico de inestabilidad anterior de la rodilla por lesión o rotura del ligamento cruzado an-

Cuadro 15-6. Mediciones de Laurin (1971). Rodilla con 20° de extensión (160° de flexión).

	Ángulo patelofemoral lateral			Desplazamiento patelar		Índice patelofemoral	
	Abierto lateralmente	Líneas paralelas	Abierto en sentido medial	Medial a línea C	Lateral a línea C	1.6 o menos	1.6 o más
Control normal	97%	3%	0%	100%	0%	100%	0%
Subluxación	0	60	40	47	53	0	100
Condromalacia	90	10	0	70	30	3	97

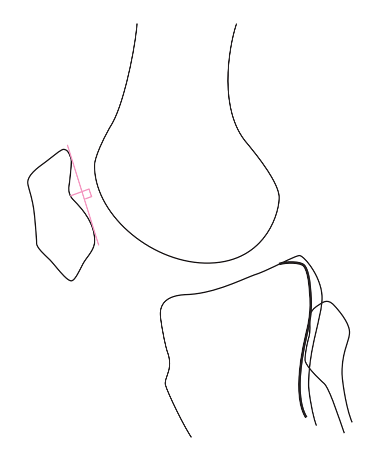


Figura 15-30. Excavación de Haglund.

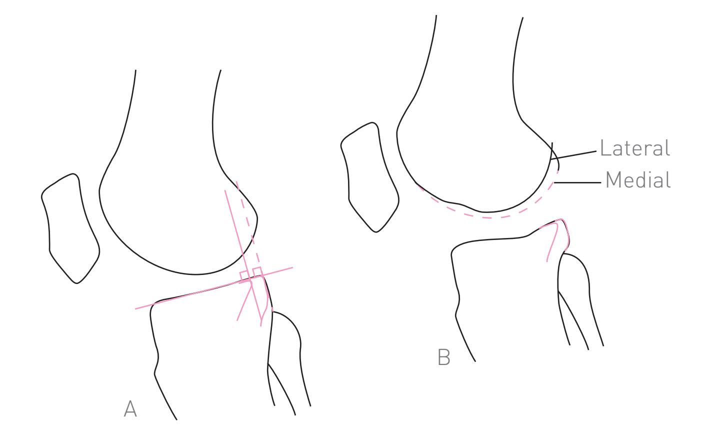


Figura 15-32. Método de Franklin.

terior. El procedimiento consiste en los siguientes pasos (figura 15-31). Con la rodilla en extensión total y con el cuádriceps contraído se obtiene la radiografía lateral:

1. Se traza una línea en el plano subcondral, paralela a la superficie articular del platillo tibial medial (figura 15-31*A*).
2. Una vez que se ha trazado la línea de la superficie articular de la tibia, se identifican y marcan los extremos posteriores de los cóndilos medial y lateral de la tibia. La diferencia entre ellos es fácil de establecer, ya que el cóndilo lateral es angosto, se continúa con la eminencia tibial lateral y el ángulo con la metáfisis es puntiagudo, por lo que adopta la forma de un siete (figura 15-31*B*).
3. El extremo posterior del cóndilo medial es más grande, más posterior o dorsal y cuadrado, en forma de *C* cuadrada; la superficie posterior es plana (figura 15-31*B*). Se sugiere el siguiente recurso mnemotécnico tanto para este inciso como para el anterior: LA7ERAL (con un *siete* en vez de la letra *T*) para el cóndilo lateral y MEDIAL (con *E* cuadrada) para el cóndilo medial.
4. En seguida, se trazan sendas líneas tangenciales a los bordes posteriores de los cóndilos medial (línea discontinua) y lateral (línea continua) de la tibia, que sean perpendiculares a la línea articular horizontal (figura 15-32*A*).
5. Una vez que se han trazado las líneas verticales, se procede a identificar el borde posterior de los cóndilos femorales (figura 15-32*B*). El cóndilo lateral femoral puede distinguirse con facilidad del medial debido a que es más grande, más proximal, tiene una escotadura troclear anterior más alta y en su perfil anterior se encuentra una excavación o una impronta que corresponde al surco condilopatelar (figura 15-32*B*, cóndilo lateral con línea continua).
6. El cóndilo medial es más chico, más distal, no tiene surco y su escotadura troclear anterior es más inferior (figura 15-32*B*, con línea discontinua).
7. El paso final de este método es medir la distancia que hay de las líneas verticales al borde posterior de cada cóndilo femoral (figura 15-33).

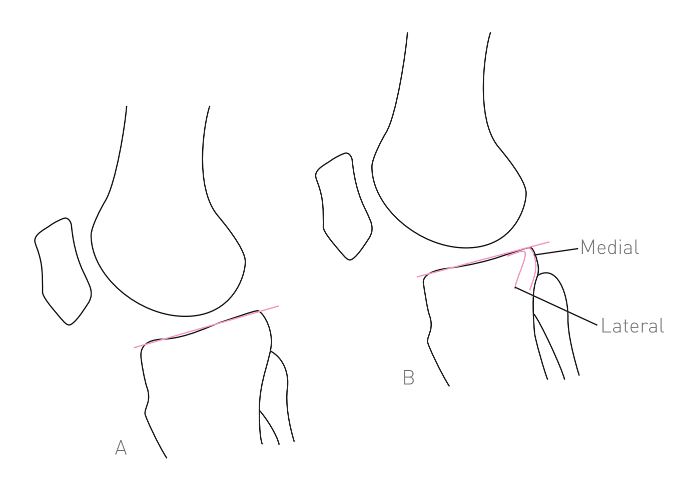


Figura 15-31. Método de Franklin.

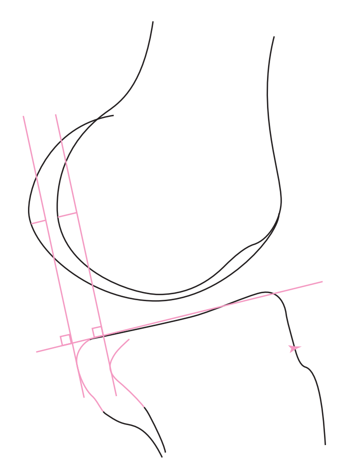


Figura 15-33. Método de Franklin.

Se asigna un valor positivo cuando el margen posterior del cóndilo tibial es *anterior* al del cóndilo femoral correspondiente. El valor es negativo cuando el margen posterior del cóndilo tibial es *posterior* al margen posterior del cóndilo femoral correspondiente. La precisión de este método es de 0.5 mm. Se hacen las mismas mediciones en la rodilla sana y se comparan con la rodilla lesionada. Los autores utilizan un artrómetro para ejercer tracción anterior de la tibia, hacer las mediciones y compararlas con las radiografías sin tracción. Si no se cuenta con un artrómetro, se puede hacer la maniobra manual del signo del cajón. Es interesante mencionar que los autores encontraron valores de 3.5 mm en lesiones recientes (de menos de 2 meses de evolución), mientras que en lesiones de más de 2 meses de evolución los valores fueron de 5 mm.

Método de Jacobsen (1976)

Inestabilidad anteroposterior medial y lateral de la rodilla. Se utiliza para evaluar la inestabilidad de la rodilla en el plano frontal, en la radiografía anteroposterior. Se hace con ayuda de un artrómetro, que los autores denominan goniolaxómetro, por medio del cual se aplica la fuerza para hacer los signos del bostezo medial y lateral, así como el signo del cajón anterior. En la figura 15-34*A* se mide la distancia entre la línea tangencial al borde inferior de los cóndilos femorales y la línea que es tangencial a las superficies articulares medial y lateral de la tibia. Se hace la misma medición en el compartimiento lateral (figura 15-34*B*). Estas distancias representan la inestabilidad medial y lateral, respectivamente.

En la radiografía lateral, con la rodilla a 90° (figura 15-35*A*) y sin la aplicación de ninguna fuerza de tracción, se traza una línea horizontal que pase por la superficie articular de los cóndilos tibiales. En seguida se traza una línea perpendicular a la línea horizontal, que sea tangencial al borde anterior de cóndilo lateral femoral, y después se traza otra línea paralela a la ya descrita, que pase por el borde posterior del cóndilo tibial lateral; la distancia entre estas dos líneas verticales se llama distancia *Go,* mientras que la distancia *f* es la comprendida entre dos líneas verticales paralelas entre sí, perpendiculares a la línea horizontal y tangenciales a los bordes anterior del cóndilo medial femoral y posterior del cóndilo medial tibial (figura 15-35*A*). (Véase el Método de Franklin para identificar los bordes posteriores de los cóndilos femorales y tibiales, figuras 15-31 a 15-33.)

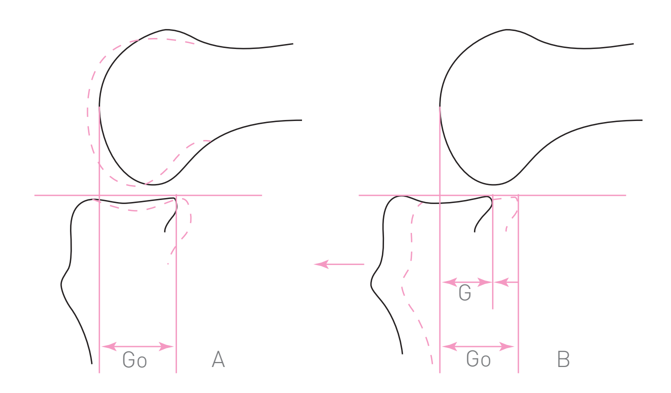


Figura 15-35. Inestabilidad anteroposterior. Método de Jacobsen.

Se procede a aplicar una fuerza de tracción anterior a la pierna y a tomar una radiografía lateral de la rodilla con flexión de 90°. Se traza la línea horizontal de referencia que pasa por la superficie articular de la tibia, así como las líneas perpendiculares a la horizontal, que sean tangenciales al borde anterior del cóndilo femoral lateral y al borde posterior del cóndilo lateral tibial; a continuación se mide la distancia *G* entre estas líneas (figura 15-35*B*). El desplazamiento anterior de la tibia se calcula así:

$$Go - G$$

Inestabilidad colateral de la rodilla

Método de Moore y colaboradores (1976)

Requiere de un dispositivo para aplicar una fuerza en varo y en valgo. Cuando se aplica una fuerza en valgo (figura 15-36*A*) se produce la apertura del compartimiento medial, por lo que se mide la distancia entre la superficie articular

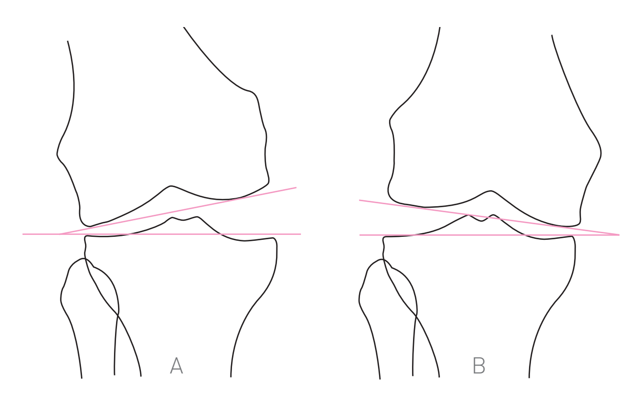


Figura 15-34. Inestabilidad lateral. Método de Jacobsen.

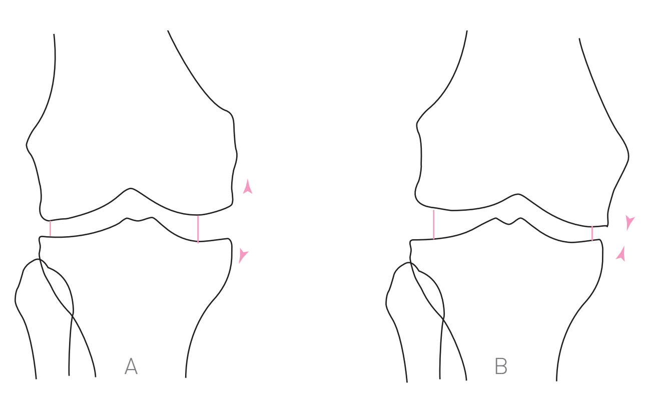


Figura 15-36. Inestabilidad lateral. Método de Moore.

del cóndilo medial femoral y la superficie articular del cóndilo medial tibial, que se denomina espacio claro de Martin (1960). Al mismo tiempo se mide la distancia que hay entre los cóndilos laterales femoral y tibial. Se aplica entonces una nueva fuerza, ahora en varo, y se miden las distancias entre las superficies articulares de ambos compartimientos (figura 15-36*B*).

En la figura se observa que cuando se aplica valgo de la rodilla, el compartimiento lateral se cierra y mide 6 mm, mientras que en la posición de varo el compartimiento lateral se abre, lo que constituye el espacio claro de Martin; en el ejemplo mide 12 mm. La aparente laxitud del ligamento colateral lateral se determina al restar el valor de la posición cerrada al valor del espacio claro de Martin en la posición abierta.

En el compartimiento medial la diferencia es de 2 mm (7 – 5 = 2). Puede concluirse que para el compartimiento medial el cálculo se obtiene al restar el varo del valgo, mientras que para el compartimiento lateral el cálculo se obtiene al restar el valgo del varo.

Medición de la escotadura intercondílea de Lund-Hanssen (1994)

Parece ser que la anchura de la escotadura intercondílea del fémur tiene relación directa con la rotura del ligamento cruzado anterior; debido a este hecho, los autores desarrollaron un método para su medición (figura 15-37), el cual se describe a continuación.

En la radiografía axil de la rodilla (que permite visualizar la escotadura intercondílea) se dibuja una línea tangencial a la superficie del hueso subcondral de ambos cóndilos femorales (línea *C*). Se dibuja una línea perpendicular a la línea bicondílea hasta la parte más alta o profunda del techo de la escotadura (línea *h*). Después se traza una línea (*t*) paralela a la línea *C*, que divida la línea *h* en dos mitades. La línea *t* interseca los bordes internos de los cóndilos lateral y medial (los bordes mediales del cóndilo lateral y los bordes laterales del cóndilo lateral), con lo que se obtiene la distancia transcondílea. La distancia *a* representa la anchura anterior de la escotadura intercondílea y la distancia *p* representa la anchura posterior de dicha escotadura al nivel medio de la altura de la escotadura.

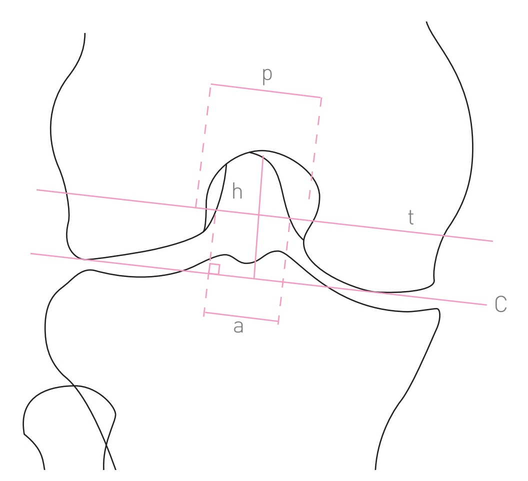


Figura 15-37. Escotadura intercondílea. Método de Lund-Hanssen. De Lund-Hanssen. Acta Orthop Scand 65; 529. 1994.

El índice de anchura de la escotadura se calcula al dividir la anchura anterior de la escotadura entre la anchura total de los cóndilos:

$$a/t$$

Los valores normales encontrados se registran en el cuadro 15-7.

Otras mediciones de interés

Relación de la altura condílea

Método de Boakes (1991). Esta relación se determina al medir la altura o distancia más grande de los cóndilos femorales en el niño. Se mide desde la fisis hasta la superficie articular (figura 15-38, izquierda); se divide la medición del cóndilo lateral (*a*) entre la del cóndilo medial (*b*). Un valor pequeño representa hipoplasia del cóndilo lateral, el cual se observa en la ausencia congénita del peroné (figura 15-38, derecha) con el consiguiente *genu valgus*.

Predicción de la deformidad angular de la rodilla y acortamiento de la extremidad

Método de Wester (1994). Se ha observado que cuando la rotura del ligamento cruzado anterior en los niños (aunque rara) se repara quirúrgicamente, produce un cierre prematuro de la fisis femoral, debido a que el túnel que se perfora en el cóndilo lateral del fémur a través de la escotadura intercondílea usualmente es más posterior que central, con lo que se atraviesa la placa fisaria en su periferia lateral, dejando como secuela acortamiento de la extremidad, así como deformidad angular.

Cuadro 15-7. Valores normales de la escotadura intercondílea (la desviación estándar aparece entre paréntesis).

Apertura anterior (milímetros)	18.5	(3.1)
Índice de la escotadura	0.243	(0.038)
Anchura posterior (milímetros)	23.1	(2.4)
Anchura total (milímetros)	76.2	(3.6)

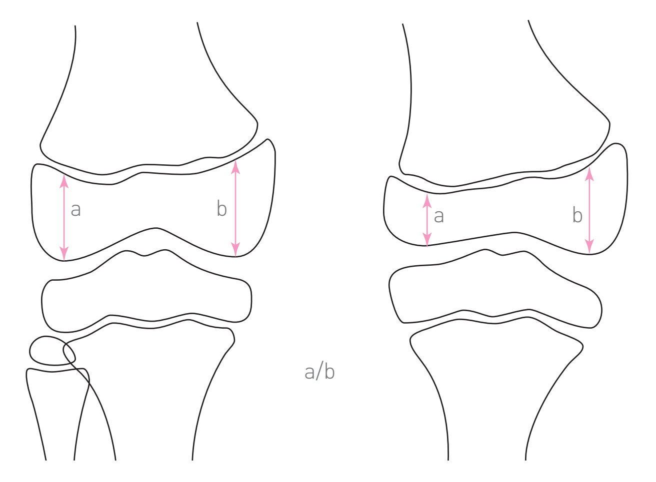


Figura 15-38. Altura condílea. Método de Boakes.

El método de Wester y colaboradores permite determinar el momento apropiado de la cirugía, así como predecir el acortamiento y la deformidad angular, mediante la ayuda de una gráfica en la que (según la edad y la longitud de los miembros pélvicos, así como la medición de la anchura o diámetro de la fisis distal del fémur, y en correlación con el ángulo femorotibial en edades de 12 a 16 años) puede predecirse el crecimiento en longitud del fémur, a expensas de la fisis lateral medida en centímetros (figura 15-39*A*).

Si se conoce la distancia en centímetros que falta por crecer, ésta se mide en la radiografía anteroposterior (figura 15-39*B*) desde el borde más lateral de la metáfisis distal del fémur en sentido vertical (*C*), y luego se mide la anchura de la fisis (*F*). Se dibuja una línea desde el punto más alto de la línea *C* hasta el punto más medial de la línea *F*, con lo que se forma un triángulo rectángulo; el ángulo formado por la hipotenusa y el cateto de la fisis se denomina β. El cálculo se realiza de la siguiente manera:

$$\text{Tangente } \beta = C/F$$

donde β es la angulación esperada, *C* es el crecimiento esperado y *F* el diámetro femoral.

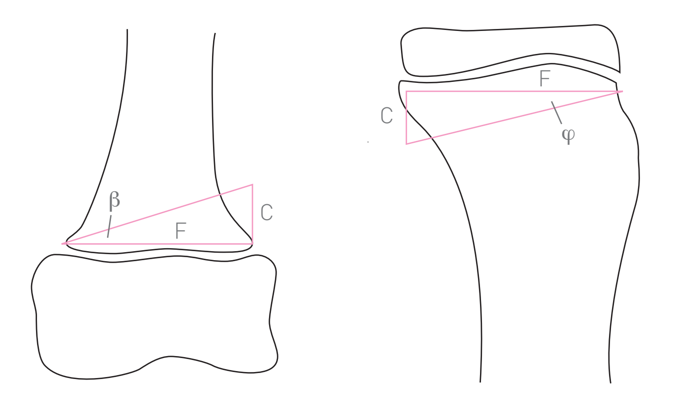


Figura 15-39. Método de Wester.

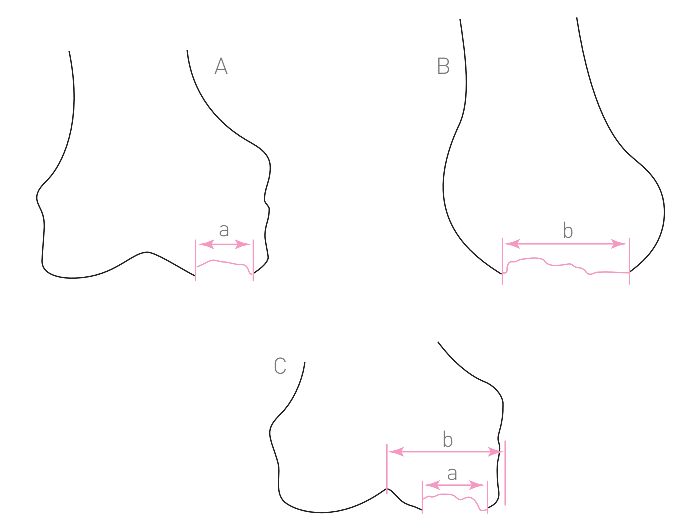


Figura 15-40. **A** y **B,** método de Muheim y Bohne. **C,** método de Lotke.

Canale y Harper (1981) mencionaron que la detención del crecimiento por lesión de la fisis es periférica, por lo que se debe dividir entre dos el potencial de acortamiento de la extremidad, es decir:

$$C/2$$

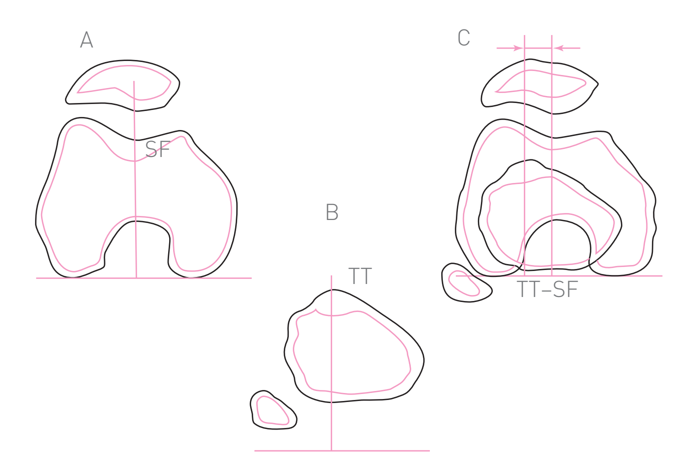
Medición de la osteonecrosis femoral

Método de Muheim y Bohne (1970). La etiología de la osteonecrosis del cóndilo medial del fémur aún se desconoce, aunque existen las teorías vascular y traumática. El método de Muheim y Bohne (figura 15-40*A*) consiste en medir la anchura (*a*) de la lesión en la radiografía anteroposterior de la rodilla, así como el diámetro sagital de la lesión en la radiografía lateral (figura 15-40*B*). El cálculo del área lesionada se hace al multiplicar *a* por *b*; el resultado se expresa en centímetros cuadrados.

Método de Lotke (1980). Consiste en medir la anchura de la lesión (*a*) (figura 15-40*C*) en la radiografía anteroposterior, así como la anchura del cóndilo femoral (*b*). La relación se calcula al dividir *a* entre *b* y multiplicar el resultado por 100.

Distancia tuberosidad tibial-surco femoral (TT-SF) de Goutallier

Esta medición requiere de una tomografía computarizada. Se hace un corte tomográfico en el fémur, que debe pasar por la mitad de la rótula (aproximadamente en el tercio medio y distal de la superficie articular) y terminar en la mitad de la anchura posterior de los cóndilos femorales, con lo que se obtiene la imagen observada en la figura 15-41*A*. Se procede a trazar una línea tangencial al borde inferior de los cóndilos femorales, así como una línea perpendicular que pase por el centro o parte más profunda del surco



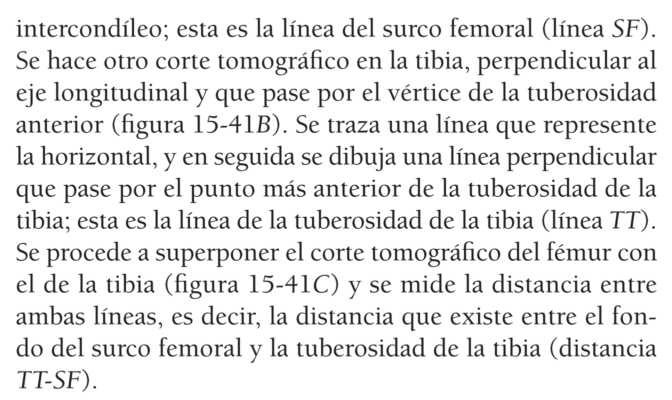


Figura 15-41. Distancia TT-SF de Goutallier. De Insall JN. *Cirugía de la rodilla*, 2a. ed. Buenos Aires. Médica Panamericana. 1994.

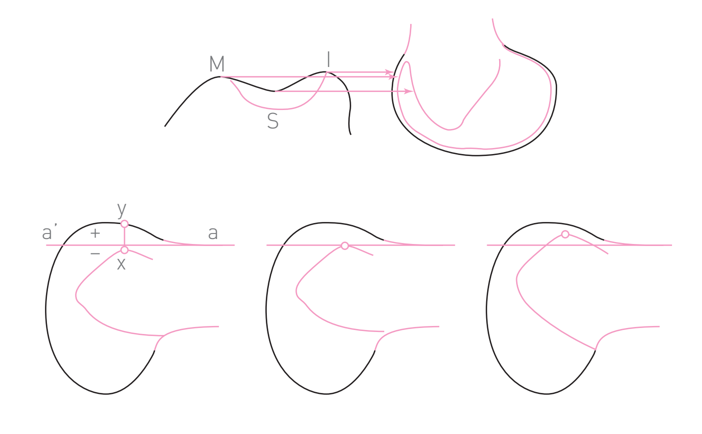


Figura 15-42. Método de Dejour. Modificado de Insall JN. *Cirugía de la rodilla*, 2a. ed. Buenos Aires. Médica Panamericana. 1994.

intercondíleo; esta es la línea del surco femoral (línea *SF*). Se hace otro corte tomográfico en la tibia, perpendicular al eje longitudinal y que pase por el vértice de la tuberosidad anterior (figura 15-41*B*). Se traza una línea que represente la horizontal, y en seguida se dibuja una línea perpendicular que pase por el punto más anterior de la tuberosidad de la tibia; esta es la línea de la tuberosidad de la tibia (línea *TT*). Se procede a superponer el corte tomográfico del fémur con el de la tibia (figura 15-41*C*) y se mide la distancia entre ambas líneas, es decir, la distancia que existe entre el fondo del surco femoral y la tuberosidad de la tibia (distancia *TT-SF*).

Insall (1994) mencionó que esta distancia representa el vector en valgo en sentido axil, que se aplica en el mecanismo extensor de la rodilla. Debido a que la tuberosidad de la tibia se encuentra en sentido lateral al surco femoral, cuanto mayor sea la distancia *TT-SF*, mayor será el vector en valgo. Esta distancia representa numéricamente el ángulo *Q*.

Goutallier y colaboradores encontraron un valor de la distancia *TT-SF* de 13 mm en rodillas normales, con un rango de 7 a 17. Dejour (1990) menciona que, con la rodilla en extensión, el valor normal es de 12.7 mm. La distancia *TT-SF* aumenta en la artrosis femoropatelar, en la luxación recidivante de la rótula y en la inestabilidad rotuliana, en la que llega a medir hasta 20 mm.

Morfología de la tróclea

Método de Dejour

Dejour y colaboradores (1990) y muchos autores más, han prestado mucha importancia a la morfología radiográfica de la tróclea femoral, por lo que desarrollaron conceptos nuevos, que se describen a continuación.

En la figura 15-42 se hace una correlación esquemática de la tróclea y de los cóndilos, tanto en el plano sagital como en el axil. Se observa que el cóndilo lateral es más alto que el medial; en la radiografía lateral es más anterior que el medial. Asimismo, se observa que el fondo de la tróclea o surco intercondíleo femoral (en el plano sagital) se dirige hacia abajo hasta llegar a la línea de mayor densidad, que corresponde al techo de la escotadura intercondílea.

En la radiografía lateral se procede a dibujar una línea (*a-a'*) que prolongue la cortical anterior de la diáfisis del fémur en sentido distal. La línea del surco intercondíleo femoral puede pasar por delante de la línea *a-a'* (valor positivo) o por detrás de ella (valor negativo). Se mide la distancia de la giba, que es la comprendida entre la cortical anterior y el fondo del surco intercondíleo (distancia *x*-línea *a-a'*). La profundidad de la tróclea es la distancia entre el punto más anterior de ella (*x*) y el borde de los cóndilos femorales (*y*). Según Insall, los valores normales son de hasta 5 mm, con un promedio 0.8 mm para la giba de la línea del surco, de 7.8 mm para la profundidad de la tróclea, de 5 mm para las rodillas con dolor retropatelar, de 0.9 mm para la artrosis femoropatelar y de 0.1 mm para la luxación de la rótula.

Mediciones en las prótesis totales de la rodilla

Se ha establecido en forma general que el componente tibial debe estar a 89° en la radiografía anteroposterior (para fines prácticos en 90°); en la radiografía lateral debe estar a 90° en relación con el eje longitudinal de la tibia (figura 15-43).

Aflojamiento de las prótesis

De la misma manera que las prótesis de la cadera, las prótesis de la rodilla pueden aflojarse, por lo que se han establecido zonas en la interfase cemento-prótesis que permiten detectar y clasificar la eventual aparición de líneas radiotransparentes.

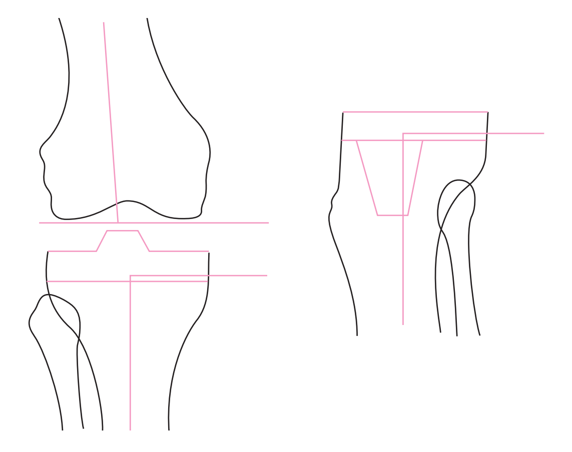


Figura 15-43. Alineación de la prótesis en los dos planos.

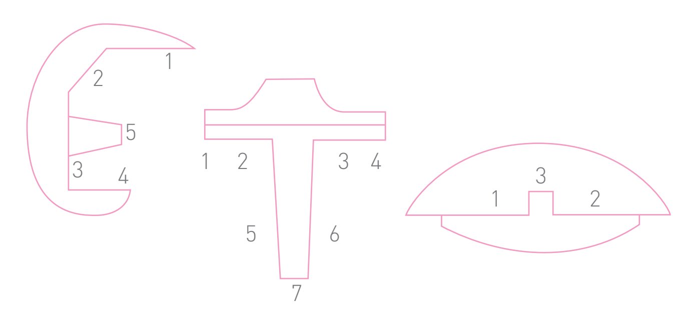


Figura 15-44. Método de *The Knee Society Total Knee Arthroplasty*.

Método de la *Knee Society Total Knee Arthroplasty*

En el sistema de evaluación radiográfica de la sociedad mencionada, el componente tibial se divide en siete zonas (figura 15-44); las zonas 5, 6 y 7 son para el vástago de la prótesis. En la radiografía lateral, el componente femoral se divide en cinco zonas; la zona 5 es para el vástago. Si no existe el vástago, la zona 5 representa el área central de la prótesis. El componente patelar se divide en tres zonas; la zona 3 es para el pequeño vástago.

Método de Mintzer

Mintzer y colaboradores (1990) dividieron el componente femoral en siete zonas y el tibial en cinco (figura 15-45). En la radiografía anteroposterior (figura 15-46), el componente tibial se divide en cinco zonas. En el componente femoral no es posible delimitar zonas, debido a que no se observan las interfases cemento-prótesis.

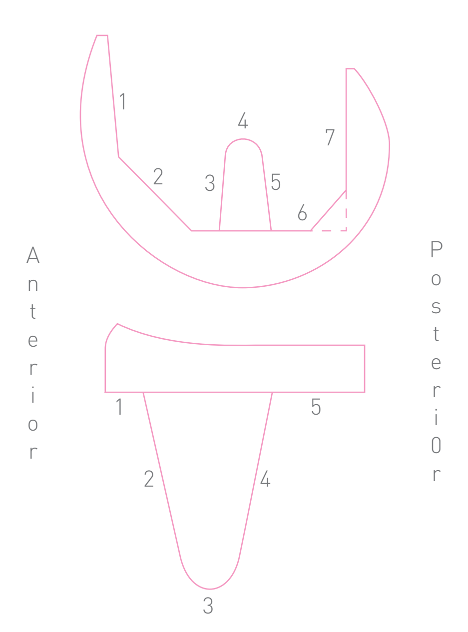


Figura 15-45. Método de Mintzer.

Método de Wright

Wright y colaboradores (1990) asignaron al componente femoral siete zonas, al tibial siete (figura 15-47) y al rotuliano hasta cinco zonas cuando existen dos postes (figura 15-48).

En la figura 15-49 se muestran las zonas de los componentes que la *Knee Society Total Knee Arthroplasty* utiliza en su evaluación clínico-radiográfica.

Método de Hunherford y Kenna

Estos autores (1983) enumeraron, en la radiografía lateral, las siete zonas de la prótesis femoral de ventral a dorsal, sin saltarse el vástago, al que le corresponde la zona 4 (figura 15-50*A*). Continúan la numeración progresiva con el componente tibial, al que le tocan las zonas 8, 9, 10 y 11, y terminan con el componente rotuliano con las zonas 12, 13 y 14. En la radiografía anteroposterior (figura 15-50*B*) terminan con la numeración de las zonas 15,16, 17, 18 y 19 del componente tibial.

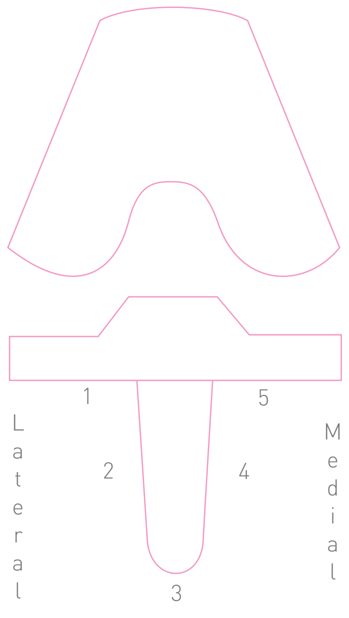


Figura 15-46. Método de Mintzer.

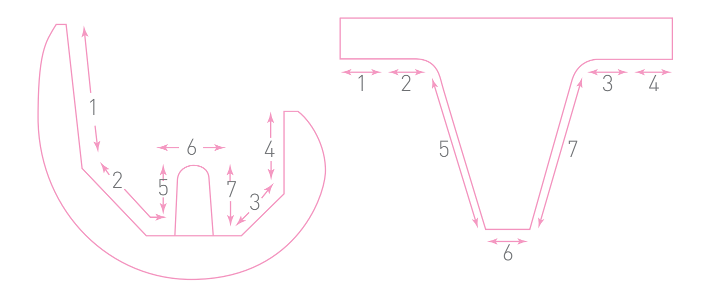


Figura 15-47. Método de Wright.

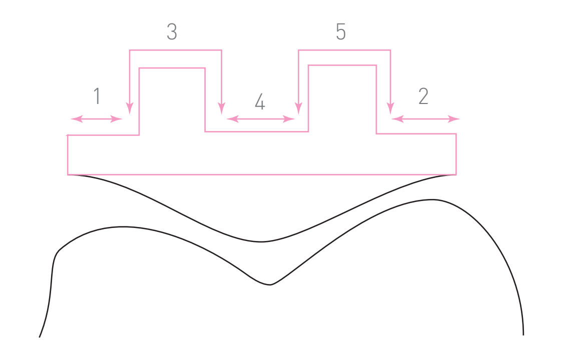


Figura 15-48. Método de Wright.

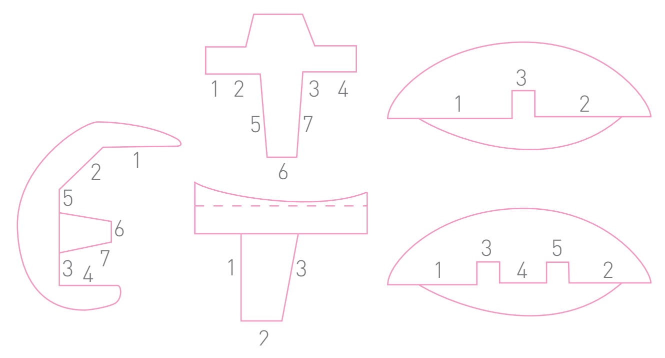


Figura 15-49. Método de The Knee Society Total Knee Arthroplasty.

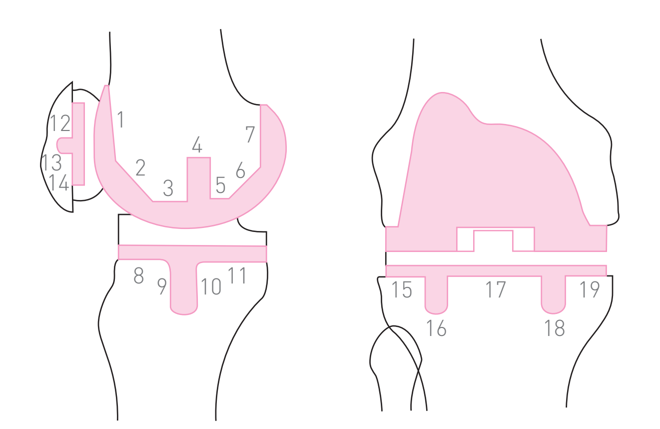


Figura 15-50. Método de Hunherford y Kenna. Copiado de Hunherford. *Clin Orthop* 176:95. 1983.

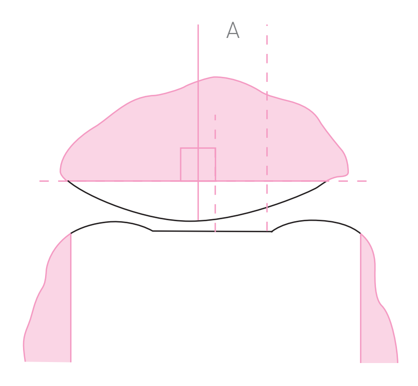


Figura 15-51. Método de Nelissen.

Método de Nelissen (1995)

Evalúa la alineación del componente patelar en la proyección axil, así como la detección de zonas radiotransparentes en la interfase cemento-prótesis (figura 15-51).

El desplazamiento del componente rotuliano se mide como la distancia *C*, que es la comprendida entre el centro del componente patelar (línea continua) y el centro del componente femoral (línea discontinua). La posición medial o lateral del componente se define como la distancia horizontal *A*, que va de su centro hasta una línea dibujada a través del centro de la rótula. El ángulo de desplazamiento de la rótula está formado por una línea en el límite anterior de los cóndilos femorales y una línea dibujada en el eje longitudinal del perno del componente. El desplazamiento del binomio hueso-componente patelar es la diferencia entre estos dos ángulos. Se considera que 5° de inclinación del componente y 2 mm de desplazamiento medial o lateral constituye posición neutra al componente patelar.

Inclinación del componente patelar

Método de Sneppen (1985)

La inclinación del componente patelar se mide con el ángulo lateral (figura 15-52*A*), formado por el eje transversal del componente y una línea horizontal que pase por los cóndilos protésicos. También miden la inclinación de la rótula mediante la desalineación del eje central del componente rotuliano en relación con el eje central del componente femoral. Puede medirse el ángulo que forman dichos ejes (figura 15-52*B*).

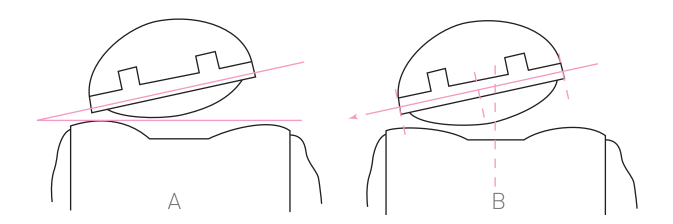
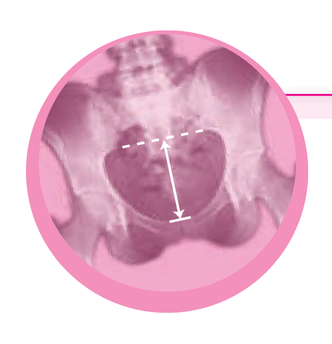


Figura 15-52. Método de Sneppen.



Capítulo 16

Tobillo

Ángulo de oblicuidad tibioastragalina

La superficie articular de la tibia en el nivel del tobillo no es completamente horizontal. Tiene una discreta oblicuidad en valgo en relación con el eje diafisario de la tibia, que corresponde al valgo normal del retropié.

El procedimiento para determinar el ángulo de oblicuidad del tobillo consiste en trazar el eje diafisario de la tibia; en seguida se traza una línea que prolongue el plano de la superficie articular de la misma. La intersección forma así el ángulo de oblicuidad (figura 16-1*A*). Inman (1976) encontró en 107 especímenes de cadáveres un promedio de 93.3°.

Ángulo bimaleolar

Ángulo formado por la intersección de la línea que une el vértice de ambos maléolos con el eje diafisario de la tibia. El valor normal de este ángulo es de 82 ± 4°, con menos de 2° de diferencia en relación con el tobillo opuesto (figura 16-1*B*); este ángulo recibe también el nombre de ángulo talocrural.

Otra forma de medir el ángulo talocrural es mediante el ángulo formado por la intersección de una línea perpendicular a la línea de la superficie articular de la tibia (figura 16-3*B*) con la línea intermaleolar; debe medir entre 75 y 87°. Las dos formas de medir este ángulo no deben discrepar en más de 2 a 3° en relación con el tobillo opuesto. La línea bimaleolar (llamada también intermaleolar) forma con la horizontal un ángulo de seno medial con valor de 10° (rango de 8 a 15°), semejante al ángulo biestiloide de la muñeca (figura 16-2*A*).

Valgo fisiológico del maléolo peroneo

El maléolo peroneo tiene una angulación en valgo a lo largo de su eje longitudinal en el nivel de la zona transindesmal. Su eje longitudinal forma, con el eje diafisario del peroné, un ángulo de seno lateral con valor normal de 15° (figura 16-2*B*).

Dicho ángulo disminuye en las fracturas transindesmales del peroné, por lo que el valgo normal debe restituirse al efectuar reducciones y síntesis quirúrgicas de fracturas del peroné. El espacio de la articulación tibioastragalina debe ser paralelo en toda su extensión y por lo tanto simétrico (figura 16-3*A*); debe medir menos de 4 mm. Weber y Simpson (1985) llamaron "línea de Shenton" o "arco de Shenton del tobillo" al contorno lineal de hueso denso subcondral a través de la metáfisis distal de la tibia (figura 16-3*C*), donde se encuentra una delgada y pequeña espícula ósea.

En el vértice del maléolo peroneo se observa también una línea curva de concavidad distal, que se continúa con la superficie lateral del astrágalo donde se alojan los tendones peroneos; forma parte de un círculo (figura 16-3*C*) y, a semejanza del "arco de Shenton del tobillo" de Weber y Simpson, el autor lo llama "arco de Calvé del tobillo".

La anchura de la sindesmosis va del borde lateral del maléolo tibial posterior al borde medial del peroné (figura 16-3*D*); por lo normal debe medir 5 mm o menos. La altura de la sindesmosis es la distancia que se encuentra entre una línea que se dibuja en la superficie articular de la tibia y la distancia más corta o istmo de la misma (figura 16-3*D*); debe medir 10 mm.

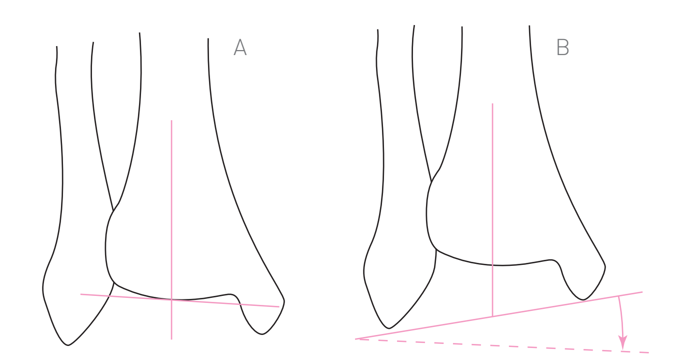


Figura 16-1. A, ángulo de oblicuidad tibioastragalina. **B,** ángulo bimaleolar.

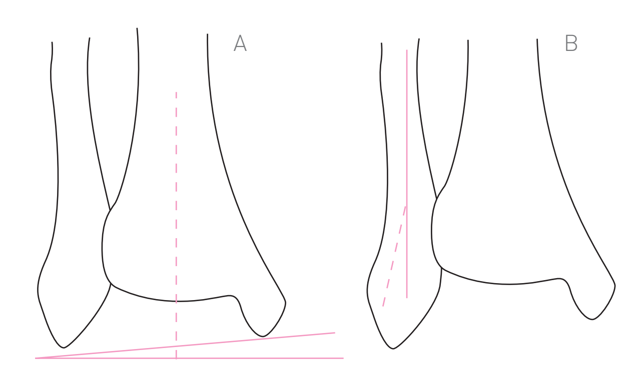


Figura 16-2. A, ángulo bimaleolar. **B,** valgo del maléolo peroneo.

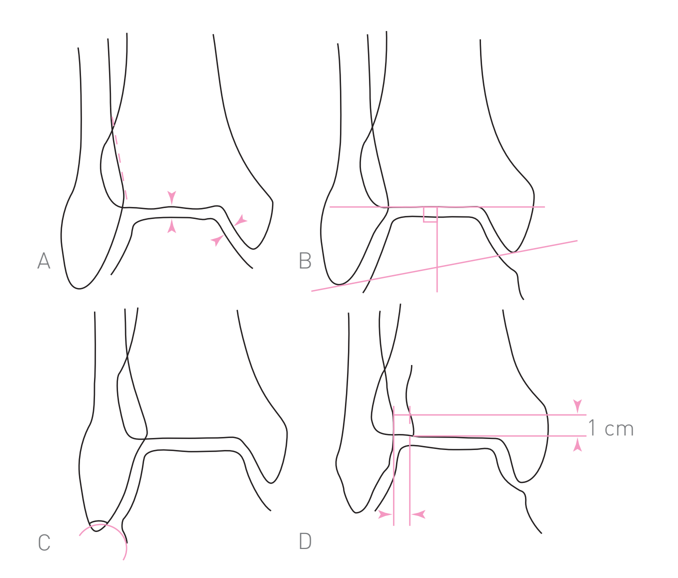


Figura 16-3. **A,** espacio articular. **B,** ángulo tibiocrural. **C,** arco de Shenton del tobillo (Weber y Simpson). **D,** arco de Calvé del tobillo (Muñoz).

Ángulo maleolar tibial y ángulo maleolar peroneo

En la radiografía anteroposterior del tobillo, el eje diafisario de la tibia se continúa con el del astrágalo (figura 16-4). Para la obtención de los ángulos maleolares, se procede a trazar una línea que corre tangencial a la superficie articular del maléolo medial, que junto con la línea horizontal (tangencial a la tróclea astragalina) forma un ángulo de 53°, llamado ángulo tibiomaleolar medial.

Se efectúa el mismo procedimiento en el maléolo peroneo; su ángulo correspondiente es el ángulo tibiomaleolar lateral y mide 52°. La prolongación de dichas líneas maleolares, en sentido proximal, hace que se crucen en forma medial al eje longitudinal de la tibia, con lo que se forma un ángulo de 110° (Keats, 1966), que podría llamarse intermaleolar.

En condiciones normales, el peroné se superpone a la tibia en un área de 8 a 10 mm (figura 16-5), por lo que queda un espacio claro entre la cortical medial del peroné y el tubérculo posterior de la tibia, en una distancia de 1 a 3 mm.

Merle D'Aubigné llama *T* a la distancia que hay entre los dos tubérculos de la tibia (anteromedial y posteromedial); *E* es la superposición del peroné a la tibia; *C* es el espacio claro entre el peroné y el tubérculo posteromedial de la tibia. Con estos datos establece la siguiente ecuación:

$$T = E + C = 2/3 + 1/3$$

E es igual a 2/3 (entre 8 a 10 mm); *C* es igual a 1/3 (entre 1 a 3 mm). Cuando *E* es igual a *C*, se sospecha una diastasis tibioperonea. Cuando *E* es menor que *C*, se trata de una diastasis franca.

Wangermenz (1964 [citado por Lelièvre, 1974]) señaló que existe gran variabilidad en el tamaño del tubérculo posteroexterno de la tibia y que no existe en niños de menos de 6 años ni en algunos adultos. El autor efectúa una medición de la interlínea tibioperonea con valor normal de 1 a 4.5 mm (máximo 5 mm), y destaca que una separación superior a 5 mm siempre es patológica.

Sombra tibioperonea de Merle D´Aubigné

Esta medición es útil para el diagnóstico de la diastasis tibioperonea distal por rotura del ligamento anterior de la sindesmosis. Se mide en la radiografía anterior del tobillo, el cual debe colocarse con una rotación medial de 5 a 10°, con lo que el eje vertical queda alineado con el tercer metatarsiano y el eje bimaleolar se ubica de manera paralela al plano horizontal.

Figura 16-4. Ángulos tibiomaleolares medial y lateral.

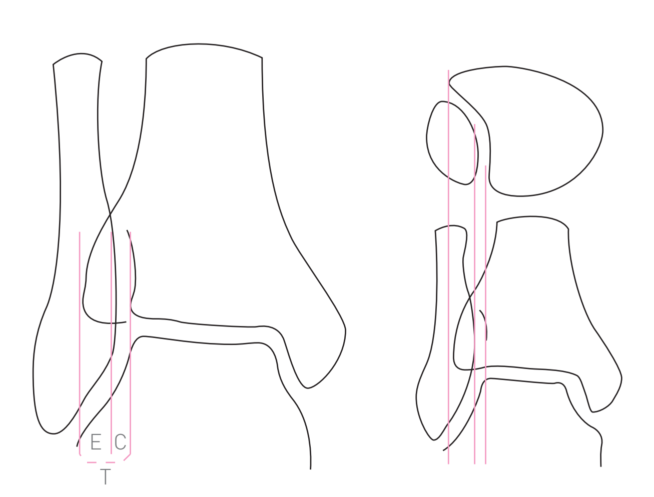


Figura 16-5. Sombra tibioperonea de Merle D'Aubigné.

Índice tibioperoneo de D'Aubigne y Smets

En condiciones normales, la sombra del tubérculo anteroexterno de la tibia se observa más voluminosa y se superpone al peroné en una extensión de 8 a 10 mm. La sombra más densa del tubérculo posteroexterno de la tibia está separada del borde interno del peroné por un espacio claro que mide más de 2 mm. Dicho espacio puede alcanzar sólo la mitad del espacio intertrabecular, de modo que si el espacio claro no sobrepasa un tercio del espacio intertrabecular, no hay diastasis; pero si lo sobrepasa en más de la mitad, se presenta la diastasis; en tanto que si está entre la mitad y el tercio, el caso es dudoso, pero no se descarta que haya diastasis.

Curvatura de la articulación del tobillo en el plano sagital

Las superficies articulares de la tibia y del astrágalo en el plano sagital constituyen segmentos de círculo (arcos), que por ser concéntricos tienen su centro común en el centro de la polea o tróclea astragalina. Desde dicho centro, con el tobillo en flexión plantar de manera que el borde posterior de la superficie articular de la tibia quede alineado con el borde posterior de la superficie articular del astrágalo (figura 16-6), se traza una línea que sea tangencial al borde posterior de las superficies articulares de la tibia y del astrágalo. Se traza otra línea desde el mismo centro astragalino, que pase en forma tangencial al borde anterior de la superficie articular de la tibia. Estas dos líneas determinan el segmento de curva o el arco de la superficie articular de la tibia, que equivale a 70°.

En seguida, se dibuja otra línea desde el centro de la polea astragalina, que pase en forma tangencial al borde anterior de la superficie articular del astrágalo. Esta línea forma, con la más posterior, el arco de la tróclea; sus valores normales son de 70° en el arco de la tibia y de 140 a 150° en el arco del astrágalo. Por una simple sustracción de las cifras mencionadas se deduce que el arco de movimiento de flexión y extensión de la articulación del tobillo es de 70 a 80°.

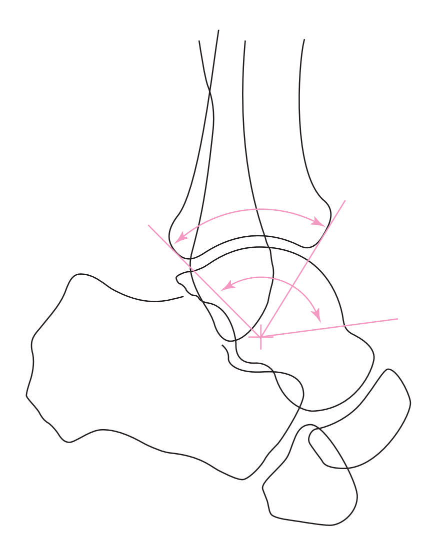


Figura 16-6. Curvatura de la articulación tibioastragalina.

Diagnóstico de rotura de los ligamentos laterales del tobillo

El estudio radiográfico útil para el diagnóstico de la rotura de los ligamentos laterales del tobillo es la radiografía anteroposterior del tobillo, con maniobra en varo, que demuestra una apertura lateral de la articulación tibioastragalina con un ángulo de seno lateral en varo por disociación del paralelismo de las superficies articulares de dichos huesos.

En condiciones normales, la superficie articular de la tibia debe ser paralela a la superficie articular del astrágalo (figura 16-7*A*); dicho paralelismo se conserva en la posición estática del tobillo. Durante la biomecánica de dicha articulación existe cierta movilidad, lo que se demuestra con la maniobra en varo (o de tensión en varo) o maniobra del "bostezo" del tobillo, que en condiciones normales puede tener una apertura hasta de 5°. La separación de los bordes laterales de la tibia y del peroné también puede medirse en milímetros; es anormal encontrar más de 2 mm de separación.

Otra forma de valorar la inclinación del astrágalo es mediante la medición de los ángulos formados por la línea articular de la tibia con la línea intermaleolar, así como por la línea articular del astrágalo con la ya mencionada línea interarticular. El ángulo normal debe ser de 0°, pero se puede encontrar una amplitud desde −1.5° hasta + 1.5°.

Cuando los ligamentos laterales están rotos, se pierde el paralelismo al efectuar la maniobra en varo forzado; las líneas trazadas se intersecan sobre la superficie articular tanto de la tibia como del peroné, con lo que se forma un ángulo de seno lateral (figura 16-7*B*).

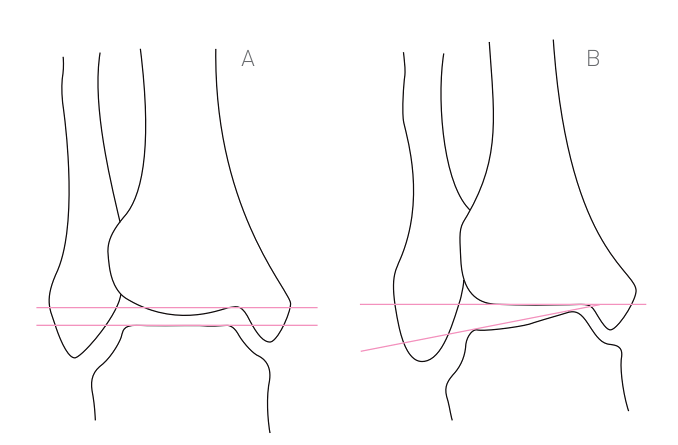


Figura 16-7. Inestabilidad lateral del tobillo. **A,** condición normal. **B,** maniobra en varo.

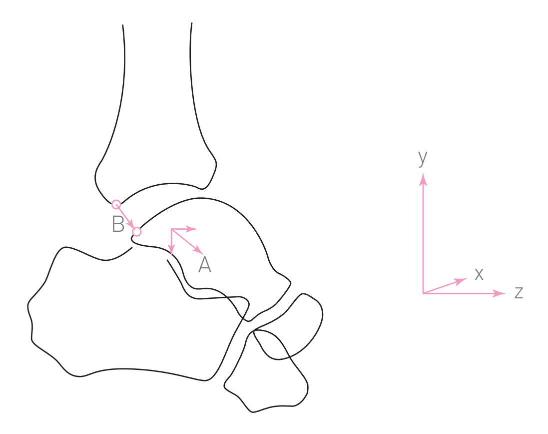


Figura 16-8. Método de Kärrholm.

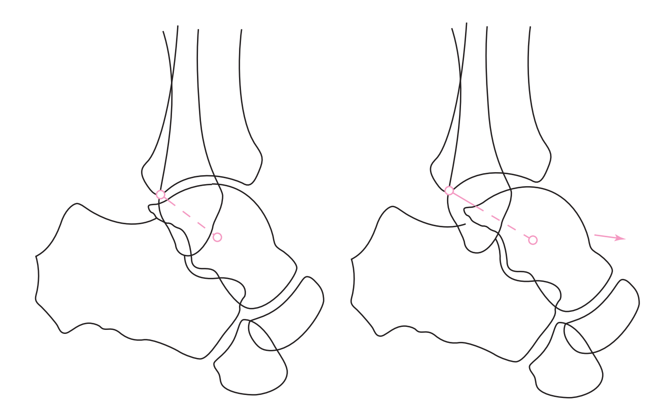


Figura 16-9. Inestabilidad anteroposterior. Método de Castaing y Laplace.

La apertura se considera normal si mide hasta 5°, leve cuando sus dimensiones van de 6 a 10°, moderada con 11 a 15°, y grave cuando mide más de 16°.

Método de Kärrholm

Kärrholm y colaboradores (1988) midieron la translación astragalina mediante un análisis radiográfico estereofotogramétrico, que consiste en la translación total astragalina (figura 16-8, flecha gruesa). La translación total del astrágalo (letra *A* en la misma figura) equivale a la suma vectorial de las translaciones a lo largo de tres ejes. La translación anterior del astrágalo equivale a la distancia absoluta entre el borde posterior de la superficie articular de la tibia al punto más posterior de la tróclea astragalina (distancia *B*), lo que incluye en la medición a los cartílagos articulares de ambos huesos (véase Método de Muñoz, figura 16-12).

Método de Castaing y Delplace (1972)

En la radiografía lateral, en posición de reposo, se puede apreciar que el espacio interarticular tibioastragalino es paralelo en toda su extensión (figura 16-9*A*). Se localiza el centro de la tróclea astragalina y desde el borde posterior de la superficie articular de la tibia se traza una línea hasta el centro mencionado. La distancia que va desde el borde posterior de la superficie articular de la tibia hasta la superficie de la tróclea astragalina puede ser normal.

Con maniobra de tracción anterior ("cajón") del tobillo se puede determinar si existe o no lesión de los ligamentos laterales del tobillo. Mediante esta maniobra se desaloja el astrágalo en sentido ventral; se encuentran los siguientes datos diagnósticos (figura 16-9*B*):

- La superficie articular de la tróclea del astrágalo se pone en contacto con el borde anterior de la tibia.
- Se produce una apertura de la articulación tibioastragalina en el lado posterior.
- La superposición del maléolo peroneo sobre el astrágalo disminuye o desaparece.
- Se produce una separación del borde articular de la tróclea del astrágalo respecto al borde posterior articular de la tibia. Una separación de hasta 8 mm se considera normal; si es mayor de 8 mm se considera patológico.

Para efectuar esta medición se localiza el borde o canto posterior articular de la tibia y el centro de la tróclea del astrágalo. Se traza una línea que una estos dos puntos y se mide la distancia desde el borde articular de la tróclea astragalina hasta el borde posterior articular de la tibia (figura 16-9, línea continua).

En el cuadro 16-1 se muestra la relación del número de ligamentos rotos y los desplazamientos en grados y en milímetros. La frecuencia de la rotura de los ligamentos laterales del tobillo es la siguiente: 1) anterior (peroneoastragalino anterior); 2) medio (peroneocalcáneo) y 3) posterior (peroneoastragalino posterior).

Método de Landeros

Landeros y colaboradores (1968) simplemente midieron la distancia más corta desde el borde posterior de la superficie articular de la tibia, es decir, al sitio más próximo de la superficie articular del astrágalo en la radiografía con cajón anterior. Los valores normales con la maniobra de cajón anterior son 2.5 a 3.0 mm (figura 16-11*B*). Cuando hay inestabilidad, los valores anormales pueden ser desde 4.0 hasta 16 mm.

Cuadro 16-1. Relación del número de ligamentos rotos y desplazamientos en grados y en milímetros.

Rotura de ligamentos	Varo (grados)	Tracción anterior (mm)
1	10-15	10
2	20-25	15
3	Más de 30	Más de 15

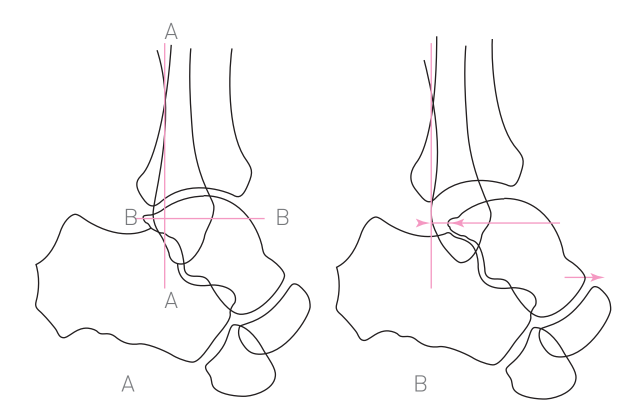


Figura 16-10. Método de Laurin y Mathieu.

Método de Laurin y Mathieu

Estos autores (1975) utilizaron un dispositivo para ejercer tracción anterior en el talón. En la radiografía lateral (figura 16-10*A*) se dibuja la línea *AA*, que es la prolongación de la cortical posterior de la tibia. Se traza la línea *BB*, que es perpendicular a *AA* y que parte del borde más posterior de la apófisis posterior del astrágalo. Al efectuar la maniobra de tracción anterior del talón, se mide la distancia que recorre el vértice de la apófisis posterior del astrágalo sobre la línea *BB* (figura 16-10*B*).

Método de Lindstrand y Mortensson

Estos autores (1977) consideraron a las superficies articulares de la tibia y del astrágalo como círculos concéntricos, es decir, con un centro común. Se toma una radiografía en reposo, se dibuja un círculo que pase por la superficie articular de la tibia (figura 16-11*A*), y después se localiza el centro de dicho círculo. En una segunda radiografía con maniobras de tracción anterior, el desalojamiento anterior de la mortaja altera la relación concéntrica, lo que da lugar a una incongruencia entre los círculos, que resulta en un desalojamiento del centro del círculo astragalino hacia adelante (figura 16-11*A*). Se procede a superponer ambas radiografías, de modo que coincidan las siluetas de la tibia. La distancia entre ambos centros representa la determinación del desalojamiento anterior del astrágalo en relación con la tibia. Este valor se divide entre la distancia del borde anterior al borde posterior de la superficie articular de la tibia; el resultado se multiplica por 100, con lo que se obtiene la relación del desplazamiento anterior.

El método de Landeros (1968), descrito antes, se diferencia del método anterior en que este autor mide el desalojamiento en el punto más posterior de la superficie articular del astrágalo (figura 16-11B).

Método de Solarino

Solarino y colaboradores (1982), al igual que Lindstrand y Mortensson, superpusieron radiografías del tobillo en posición de reposo y con maniobras de tracción para valorar el desplazamiento astragalino (figura 16-11*A*). Ellos sólo marcan el centro de la curvatura de la tróclea astragalina. La distancia entre los dos centros al superponer ambas radiografías mide el desplazamiento del astrágalo.

Método de Muñoz

Este método se desarrolló en el Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional (México), en el Módulo de Pie y Tobillo (1984).

Consiste en medir el espacio articular (*a*) en la radiografía lateral del tobillo sano (figura 16-12*A*), como se hace con los métodos de Castaing y de Landeros. En seguida, se hace la misma medición (*b*) en el tobillo lesionado, con maniobra de tracción anterior (figura 16-12*B*). El cálculo del desplazamiento consiste en restar $b - a$. Con este método se mide la distancia real o directa del desalojamiento, ya que se resta la anchura del espacio articular, que en otros métodos se incluye.

Método de Larsen

Larsen (1986) utilizó la distancia tibioastragalina posterior usada por los autores anteriormente mencionados (figura 16-11*A*). Además, traza la distancia que existe entre el borde posterior de la superficie articular del astrágalo a la cortical posterior del peroné (figura 16-11*B*).

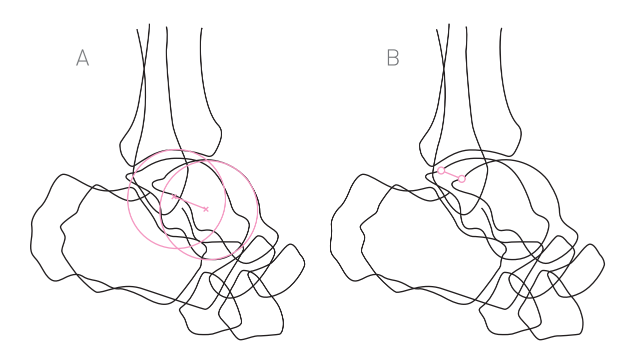


Figura 16-11. A, método de Lindstrand y Mortensson. **B,** método de Landeros.

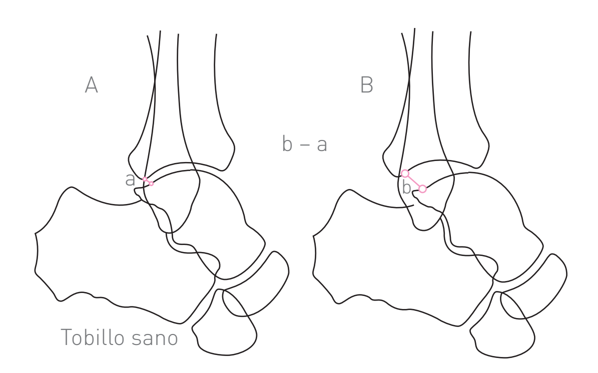


Figura 16-12. Método de Muñoz.

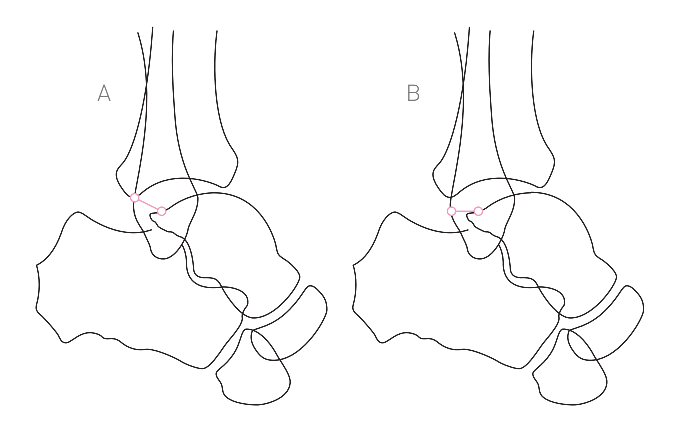


Figura 16-13. Método de Larsen.

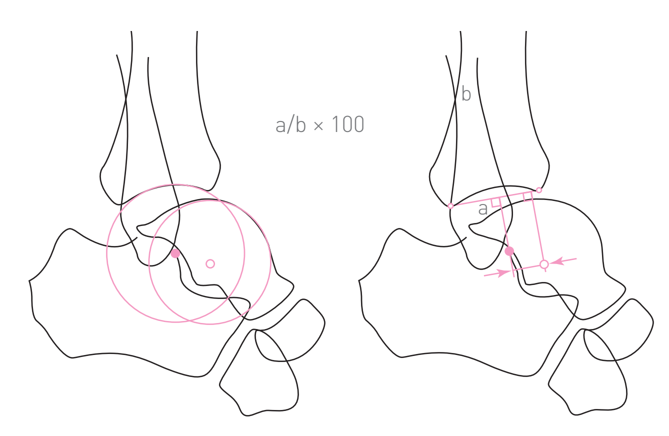


Figura 16-14. Método de Ray.

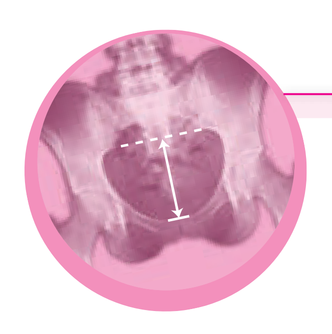
Método de Rijke

Rijke y colaboradores (1986) trazaron una línea que une el borde anterior de la superficie articular de la tibia con el borde posterior *(AA)* (figura 16-13*A)*. En seguida, trazan una línea perpendicular *(BB)* a la ya mencionada y se coloca una marca en el sitio donde cruza el vértice del maléolo peroneo. Se procede a hacer maniobras de tracción anterior, con lo que el astrágalo se desplaza hacia adelante junto con el maléolo peroneo y la marca. Se superponen ambas radiografías y se mide la distancia que queda entre el vértice del maléolo peroneo (en posición de reposo y en la nueva posición con maniobra de tracción anterior) (figura 16-13*B*).

Método de Ray

Es el método de Linstrand y Mortensson modificado. En la radiografía lateral con maniobra de tracción anterior, Ray y colaboradores (1997) utilizan una plantilla de plástico con círculos concéntricos para localizar el centro de la curvatura de la superficie articular de la tibia (figura 16-14, izquierda, círculo lleno). Se realiza el mismo procedimiento para dibujar y localizar el centro de la curvatura de la tróclea (figura 16-14, izquierda, círculo vacío). La distancia entre ambos centros se mide en un plano paralelo a la superficie articular de la tibia, es decir, se dibuja una línea que una el borde anterior con el borde posterior de la superficie articular de la tibia (*a*) (figura 16-14, derecha). Se trazan líneas perpendiculares a la línea *a* dirigidas en sentido distal, que pasen por el centro de la tibia y del astrágalo. La distancia entre las líneas paralelas (*b*) mide el desplazamiento anterior de la tibia. Se procede a calcular la relación al dividir *a* entre *b* y multiplicar el resultado por 100:

$$a/b \times 100$$



Capítulo 17

Pie del adulto. Plano horizontal

Las mediciones de las relaciones óseas y articulares del pie pueden determinarse en una radiografía dorsoplantar con apoyo para visualizar el antepié y el mediopié, y en una radiografía total del pie para visualizar el retropié, a fin de realizar otras mediciones. Esta última radiografía se efectúa con la técnica de la doble exposición o proyección bifocal.

Antepié

Ángulo metatarsofalángico del primer dedo

Se denomina también ángulo del *hallux valgus* y está formado por el eje longitudinal del primer metatarsiano y el eje de la falange proximal del dedo correspondiente. Mide la desviación en sentido lateral, es decir, en valgo, del primer dedo. El valor normal es de 8 a 10° según Lelièvre (1974), en tanto que Viladot (1975) y Arandes (1956) mencionaron hasta 16.7°. Este ángulo también recibe el nombre de ángulo del *hallux abductus* (figura 17-1).

Ángulo intermetatarsiano

Está formado por los ejes longitudinales del primero y segundo metatarsianos; mide la desviación medial (en varo) del primer metatarsiano en relación con el segundo. Su valor normal es de 5 a 10° según Montagne, de 9.5° según Houghton, de 8° según Viladot y de 8 a 10° según Zlotoff. Este ángulo también se denomina ángulo del metatarso varo fisiológico (figura 17-1).

Ángulo cuneometatarsiano

Se denomina también ángulo del *metatarsus primus varus* y está formado por el eje longitudinal del primer metatarsiano al intersecarse con el eje del primer hueso cuneiforme; tiene un valor normal de 18° (figura 17-1).

Ángulo metatarsofalángico del quinto radio

El eje de la diáfisis del quinto metatarsiano forma, con el eje de la falange proximal correspondiente, un ángulo en varo cuyo valor normal es de 8 a 10° (figura 17-2). Este ángulo se llama también ángulo del *quintus varus adductus*.

Ángulos tarsometatarsianos

Los ejes diafisarios de los cinco metatarsianos forman, con el eje de la articulación de Lisfranc, sendos ángulos que aumentan su valor, desde el primero al quinto; el primero es de 41° y el quinto de 66° (figura 17-2).

Eje de la articulación de Lisfranc

El eje de la articulación de Lisfranc se forma al unir el punto medial de la articulación del primer hueso cuneiforme

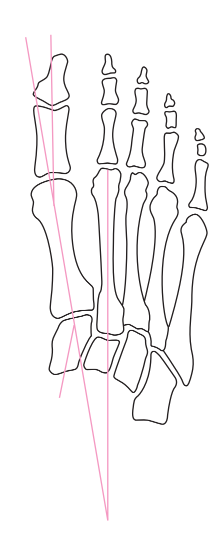


Figura 17-1. Pie normal del adulto.

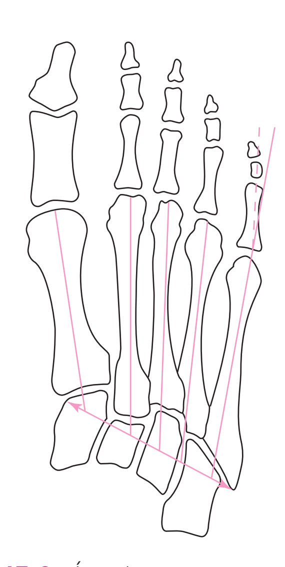


Figura 17-2. Ángulos tarsometatarsianos.

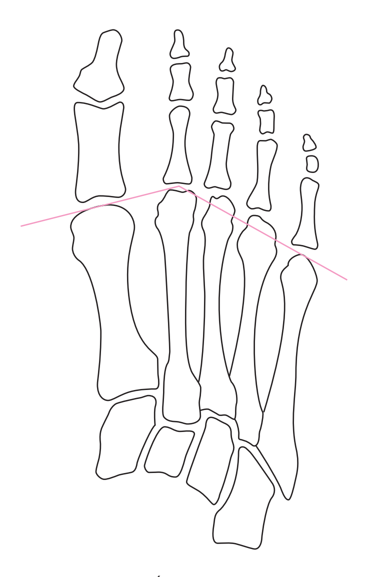


Figura 17-3. Ángulo de Meschan.

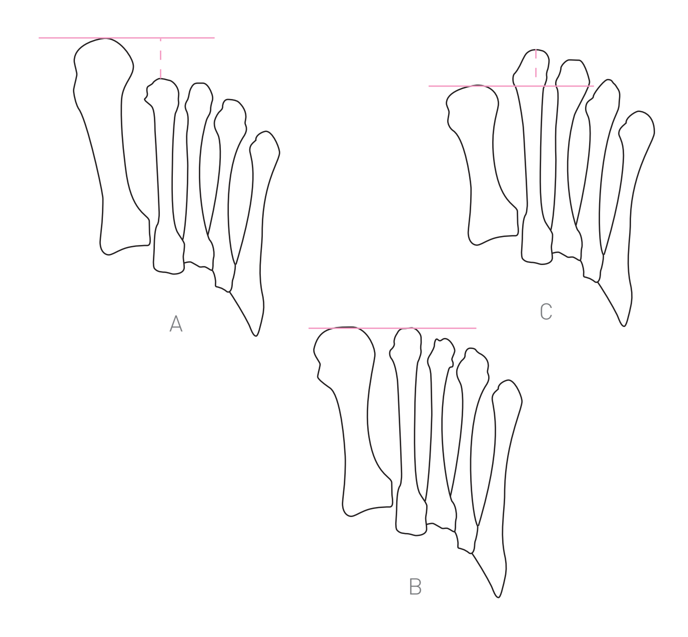


Figura 17-4. **A,** *index plus.* **B,** *index plus minus.* **C,** *index minus.*

y el primer metatarsiano con el punto más lateral de la articulación del cuboides y el quinto metatarsiano (figura 17-2). Los ángulos tarsometatarsianos disminuyen en el *pes adductus* y aumentan en el pie plano y en el *pes supinatus*.

Ángulo de Meschan

Está formado por una línea que es tangente a las cabezas del primero y segundo metatarsianos, cuando ambos están alineados (*index plus minus*) con otra línea tangente a las cabezas del resto de los metatarsianos. Su valor normal es de 140 a 142.5°. Este ángulo aumenta cuando la fórmula metatarsiana es *index plus* y disminuye en el *index minus* (figura 17-3).

Fórmula metatarsiana

Se denomina fórmula metatarsiana la relación que existe entre la longitud del primer metatarsiano con el resto de ellos. Existen tres variedades básicas de la fórmula metatarsiana: 1) *index plus*, en que el primer metatarsiano es de mayor longitud que el segundo; éste que es de mayor longitud que el tercero, y así sucesivamente (figura 17-4A), es decir, 1 > 2 > 3 > 4 > 5; 2) *index plus minus*, en que el primer metatarsiano es igual al segundo y el tamaño de los tres restantes decrece de manera progresiva (figura 17-4B), es decir, 1 = 2 > 3 > 4 > 5, y 3) *index minus*, en que el primer metatarsiano es más corto que el segundo; el tamaño decrece en forma progresiva del segundo al quinto (figura 17-4C), es decir, 1 < 2 > 3 > 4 > 5.

Parábola de Lelièvre

Lelièvre afirma que de los tres tipos de fórmula metatarsiana, el ideal es el *index plus minus* o el *index plus*, esencial para la estética y biomecánica del pie. Estas dos fórmulas forman un segmento de círculo o una parábola constituida por la alineación de las cabezas de los metatarsianos: la parábola de Lelièvre (figura 17-5). La parábola de Lelièvre se interrumpe en la fórmula metatarsiana *index minus* y en la braquimetatarsia de uno o más de los metatarsianos restantes.

Ángulo de Fick

El ángulo de Fick es un ángulo clínico. Según Fick, en la posición normal los pies están colocados de tal modo que los talones se encuentran separados por una distancia de 10 cm y cada pie forma un ángulo de 18° con el plano medio del cuerpo. En condiciones normales, en esta posición y desde el punto de vista radiográfico, las cabezas del primero y segundo metatarsianos deben alinearse y formar un ángulo de 90° con el plano medio del cuerpo (figura 17-6).

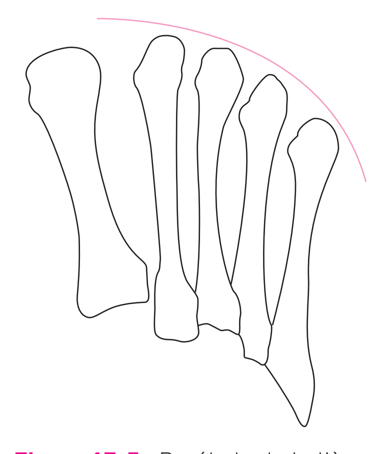


Figura 17-5. Parábola de Lelièvre.

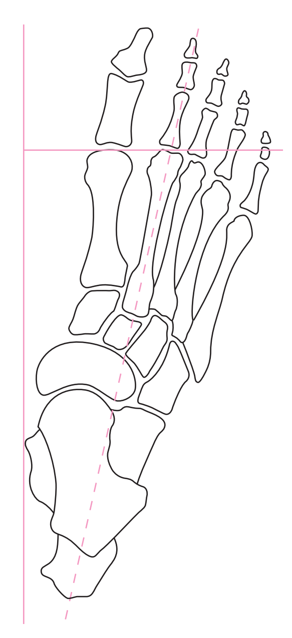


Figura 17-6. Ángulo de Fick.

Mediopié y retropié

Ángulo de divergencia astragalocalcánea

El eje del astrágalo va desde la mitad del borde posterior hasta la mitad del borde anterior del mismo hueso. El eje del calcáneo se extiende desde el punto medio de la superficie anterior de la apófisis mayor hasta la mitad de la tuberosidad posterior.

Estos dos ejes forman el ángulo de divergencia astragalocalcánea, que mide de 15 a 25°. Por lo general, la línea mediotalar y el eje diafisario del segundo metatarsiano forman un ángulo de 5 a 10° (figura 17-7).

Ángulo de Giannestras

Está formado por la línea mediotalar y la línea interarticular de la articulación cuneiforme-navicular, con valor normal de 60 a 80° (figura 17-7).

Eje anatómico del pie

Es el eje anteroposterior del pie y se extiende desde el centro de la cabeza del segundo metatarsiano hasta el centro de la tuberosidad posterior del calcáneo. El eje mecánico y el cinético del pie generalmente coinciden con el eje diafisario del primer metatarsiano. Gamble y Yak (1981) consideraron que el eje longitudinal del pie se dirige desde el borde posterior del astrágalo, paralelo al eje longitudinal del segundo metatarsiano, pasando por el segundo espacio intermetatarsiano (figura 17-8). La línea transversa cuboidonavicular se extiende desde el extremo lateral de la articulación calcaneocuboidea al extremo medial astragaloscafoideo. El eje anteroposterior del pie generalmente divide esta línea en dos segmentos sensiblemente iguales. La desigualdad de los segmentos equivale a un pie supinado o pronado (figura 17-9).

Eje bimaleolar

Este eje se forma al unir ambos maléolos por medio de una línea. En condiciones normales es paralelo o discretamente convergente en forma lateral con la línea que une el centro de las cabezas del primero y quinto metatarsianos. Todo incremento en la convergencia medial indica una aducción (figura 17-10).

Ángulo de apertura del pie

El eje de las diáfisis del primero y quinto metatarsianos forman un ángulo de 20 a 28° llamado de anchura o de apertu-

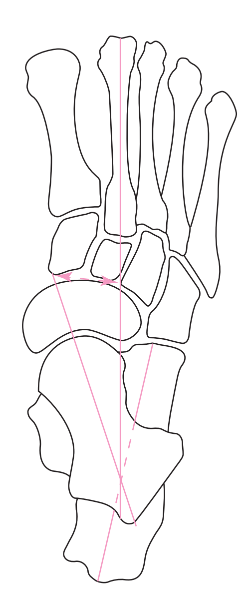


Figura 17-7. Ángulo de divergencia astragalocalcánea.

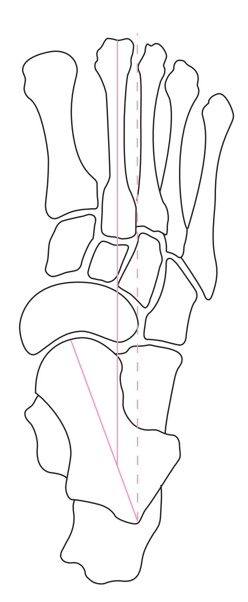


Figura 17-8. Eje mecánico y cinético.

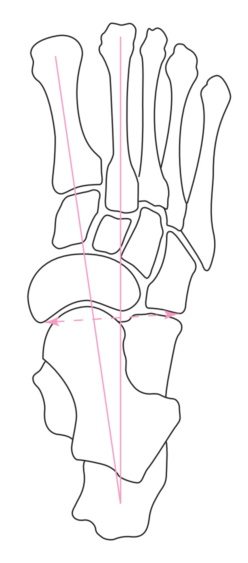


Figura 17-9. Eje bimaleolar.

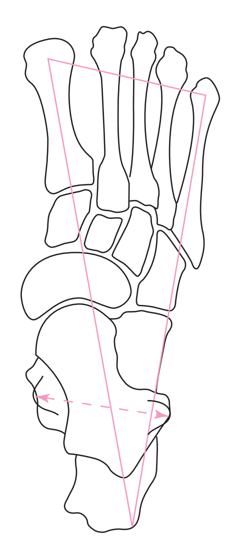


Figura 17-10. Ángulo de apertura del pie y ángulo de oblicuidad de la articulación cuneometatarsiana.

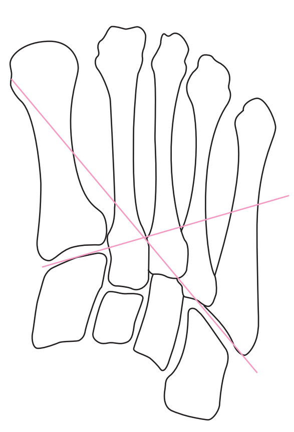


Figura 17-11. Prolongación de la línea articular cuboides-quinto metatarsiano que pasa a través de la cabeza del primer metatarsiano.

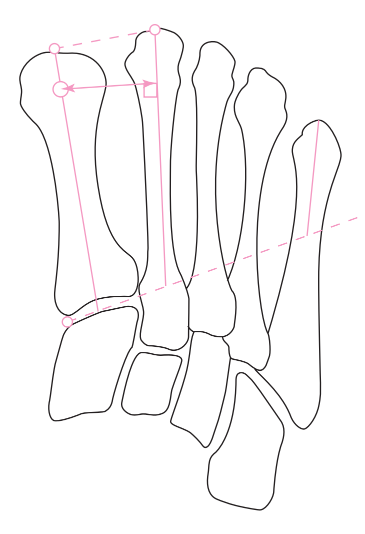


Figura 17-12. La línea cuneometatarsiana forma un ángulo de 80° con el eje diafisario del primer metatarsiano, un ángulo de 85° con el segundo metatarsiano y un ángulo de 120° con el quinto metatarsiano.

ra del pie (figura 17-10). La línea articular de la primera articulación cuneometatarsiana, cuando se prolonga, debe pasar por la mitad de la diáfisis del quinto metatarsiano. La prolongación de la línea articular cuboides-quinto metatarsiano debe pasar a través de la cabeza del primer metatarsiano (figura 17-11). Ambas líneas forman un ángulo de aproximadamente 110° sobre el extremo proximal del segundo metatarsiano. La línea cuneometatarsiana forma, con el eje diafisario del primer metatarsiano (figura 17-12), un ángulo de 80°; con el segundo metatarsiano forma un ángulo de 85°, llamado ángulo MAC por Martínez Villa y, finalmente, con el quinto metatarsiano forma un ángulo de 120°.

Esta oblicuidad del eje de la articulación cuneometatarsiana está relacionada con la distancia intermetatar-siana, que va del borde articular de la cabeza del primero al segundo metatarsiano; su valor normal es de 25 a 30 mm (figura 17-12).

Ángulo de oblicuidad de la articulación cuneometatarsiana

Está formado por una línea interarticular de la primera articulación cuneometatarsiana y por una línea perpendicular al eje diafisario del segundo metatarsiano, con valor normal de 6 a 12° (figura 17-13). Si se trazan sendas perpendiculares al eje diafisario del segundo metatarsiano, tangenciales al punto más medial de la articulación cuneometatarsiana y al punto más lateral de la articulación calcáneo-quinto metatarsiano (eje de Lisfranc), la distancia entre las mismas será de aproximadamente 30 mm (figura 17-13).

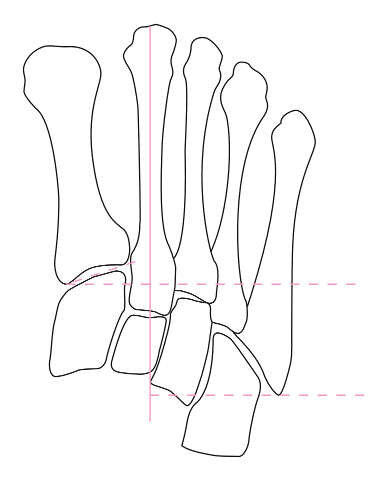


Figura 17-13. Ángulo de oblicuidad cuneometatarsiana.

Variantes normales y alteraciones del antepié

Estas variantes y alteraciones son valgo interfalángico del primer dedo, *hallux valgus*, *metatarsus primus varus*, *quintus varus adductus*, *pes adductus*, *pes supinatus*, *index plus*, *index minus*, *pes abductus*, antepié espaciado, braquimetatarsias, *pes* plano *valgus*, síndrome de insuficiencia del primer radio, traumatismos del antepié y polidactilia.

Primera articulación metasofalángica

Los sesamoideos del primer radio se encuentran bajo la cabeza del primer metatarsiano y constituyen la articulación metatarsosesamoidea. En condiciones normales, en la radiografía dorsoplantar con apoyo, el sesamoideo medial se encuentra en la mitad medial de la cabeza del metatarsiano y el sesamoideo lateral en la mitad lateral o sobre la cortical lateral; así, la mitad del sesamoideo queda aproximadamente sobre el metatarsiano y la otra mitad invade el espacio interóseo (o intermetatarsiano) debido a que la superficie articular lateral de la cabeza del primer metatarsiano es más oblicua, menos cóncava y más grande que la faceta articular medial. En el *hallux valgus*, ambos sesamoideos se desplazan en sentido lateral debido a que el tendón del músculo flexor propio del primer dedo se luxa en forma lateral.

Desalojamiento de los sesamoideos

Clasificación de Montagne (1981)

De acuerdo con esta clasificación, el sesamoideo lateral se proyecta sobre la cortical lateral de la cabeza del primer metatarsiano en el grado 1; en el grado 2, el sesamoideo lateral se proyecta sobre el espacio intermetatarsiano, y en el grado 3, ambos sesamoideos se encuentran en el espacio interóseo (figura 17-14).

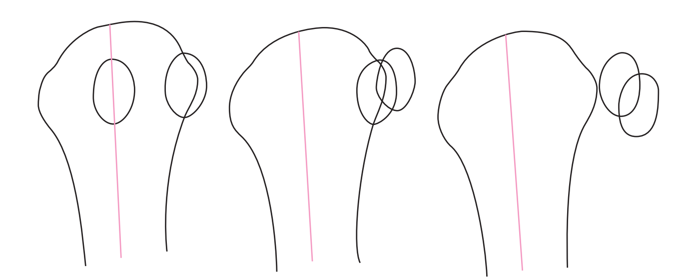


Figura 17-14. Desalojamiento de sesamoideos. Método de Montagne.

Método de Gamble y Yale

Estos radiólogos (1981) clasificaron el desalojamiento de los sesamoideos con relación a la cabeza metatarsiana en las siguientes etapas (figura 17-15):

1. Posición normal. Un sesamoideo a cada lado de la cresta intersesamoidea.
2. Sesamoideo medial en contacto con la cresta.
3. Sesamoideo medial exactamente por debajo de la cresta ya deformada.
4. Sesamoideo medial situado lateralmente a la cresta intersesamoidea.
5. Ambos sesamoideos están en el espacio interóseo.

Método de LaPorta

Este autor basa su clasificación en el comportamiento o desplazamiento que sufre el sesamoideo medial en sentido lateral (figura 17-16). El método menciona siete posiciones, según se haya desplazado el sesamoideo medial. En la posición 1, el sesamoideo medial está en la faceta articular medial (por dentro del eje longitudinal del primer metatarsiano). En la posición 2, se encuentra en contacto con el eje longitudinal del primer metatarsiano. En la posición 3, el sesamoideo invade el eje longitudinal del primer meta-

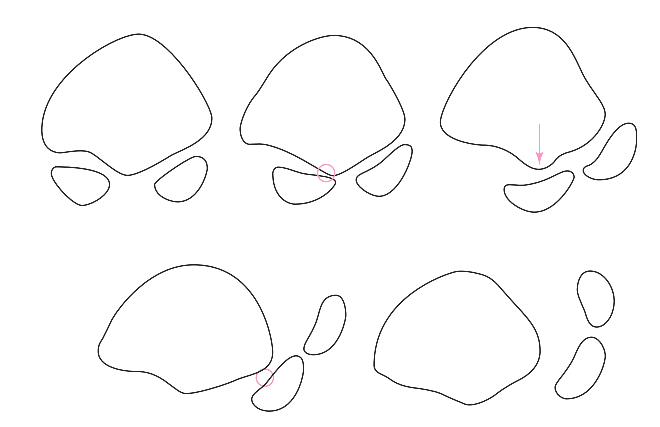


Figura 17-15. Desalojamiento de sesamoideos. Método de Gamble y Yale.

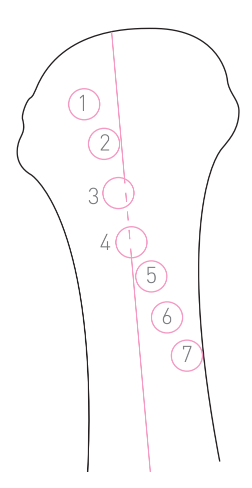


Figura 17-16. Desalojamiento de sesamoideos. Método de LaPorta.

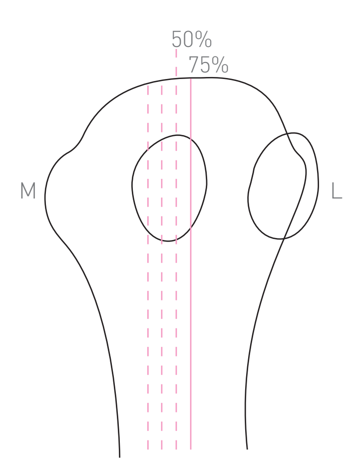


Figura 17-17. Desalojamiento de sesamoideos. Método de Pedowitz.

tarsiano hasta antes de la mitad de dicho sesamoideo. En la posición 4, el sesamoideo medial se encuentra sobre el eje longitudinal del primer metatarsiano, con lo que divide al sesamoideo en dos mitades. En la posición 5, se encuentra en la faceta lateral de la cabeza del primer metatarsiano, pero aún está en contacto con el eje longitudinal de dicho hueso. En la posición 6, el sesamoideo medial se encuentra libre en la faceta lateral del primer metatarsiano. En la posición 7, el sesamoideo se encuentra completamente alejado del eje longitudinal del primer metatarsiano y en las cercanías de la cortical lateral de la cabeza del mismo hueso.

Clasificación de Rosenbaum

Esta autora (1982) basó su clasificación en 200 radiografías del plano frontal de 100 pacientes, así como en especímenes anatómicos de pies de 50 niños y 50 adultos. En el grupo 1 hay una asimetría discreta de las facetas articulares; los sesamoideos están al mismo nivel en relación con el plano transverso. En el grupo 2, el sesamoideo medial se sitúa cerca del eje medio de la cabeza del metatarsiano, pero el sesamoideo lateral permanece aún cubierto por la cabeza del metatarsiano. En el grupo 3, el sesamoideo medial ocupa la parte central de la cabeza del primer metatarsiano frente a la superficie trocoide, y el sesamoideo lateral se articula con una faceta plana y muy oblicua que se proyecta parcialmente por fuera de la cabeza del primer metatarsiano. En el grupo 4, el sesamoideo medial ocupa la parte central de la cabeza metatarsiana en frente de la superficie trocoide y se encuentra subluxado lateralmente en el espacio intermetatarsiano.

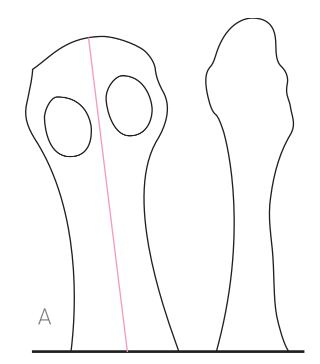
Método de Pedowitz

Este autor (1993) consideró sólo el desplazamiento del sesamoideo medial o tibial para hacer su clasificación (figura 17-17). El sesamoideo tibial se encuentra en posición medial al eje central o diafisario del primer metatarsiano si 75% del sesamoideo presenta una relación medial a dicho eje. Si 75% presenta una relación lateral al eje metatarsiano, se considera lateral al sesamoideo tibial.

Clasificación de Muñoz

Este método fue desarrollado en el Módulo de pie y tobillo del Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional (1983). De acuerdo con Rosenbaum (1982), normalmente se observa al sesamoideo lateral sobre la cortical lateral del primer metatarsiano por la asimetría existente de las superficies articulares de la cabeza de dicho metatarsiano, situación que en otras épocas se consideró como patológica. Por lo anterior, esta clasificación se basa en el desplazamiento que experimenta el sesamoideo medial, que tiene que recorrer más distancia hasta llegar al espacio intermetatarsiano.

Para evaluar el curso que desarrolla el sesamoideo medial, se procede a trazar el eje diafisario del primer metatarsiano (figura 17-18). Se observa que el sesamoideo medial queda comprendido entre la cortical medial de la cabeza metatarsiana y el eje diafisario ya mencionado, sin superponerse ni a la cortical ni al eje. No ocurre así con el



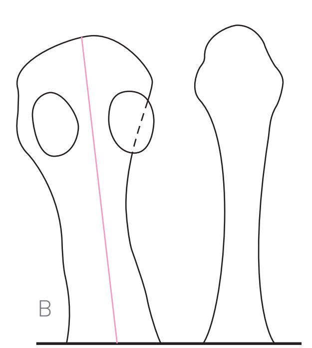


Figura 17-18. Desalojamiento de sesamoideos. Método de Muñoz. **A,** normal. **B,** normal.

sesamoideo lateral, que puede estar comprendido entre el eje diafisario y la cortical lateral (figura 17-18*A*), o bien puede quedar superpuesto a la cortical lateral del metatarsiano (figura 17-18*B*), ambas situaciones normales.

Con base en lo anterior, la clasificación normal presenta al sesamoideo medial en la mitad medial de la cabeza metatarsiana, es decir, en una relación medial al eje diafisario (figura 17-18), mientras que el sesamoideo lateral puede estar en la mitad lateral de la cabeza metatarsiana, entre el eje diafisario y la cortical lateral, o bien sobrepasando a dicha cortical. La clasificación de grado 1 presenta al sesamoideo medial proyectándose sobre el eje diafisario del primer metatarsiano. El sesamoideo lateral se encuentra sobre la cortical lateral o totalmente en el espacio intermetatarsiano, pero en contacto con la cortical lateral (figura 17-19*A*). La clasificación de grado 2 presenta al sesamoideo medial en la mitad lateral de la cabeza del primer metatarsiano (ocupa el lugar del sesamoideo lateral). El sesamoideo lateral se ha despegado de la cortical lateral (figura 17-19*B*). La clasificación de grado 3 presenta al sesamoideo medial en la cortical lateral o en el espacio intermetatarsiano, pero aún en contacto con la cortical lateral (figura 17-19*C*). Finalmente, la clasificación de grado 4 presenta ambos sesamoideos en el espacio intermetatarsiano (figura 17-19*D*).

Las clasificaciones de Montagne, LaPorta y Pedowitz se realizan en la radiografía dorsoplantar; la clasificación de Rosenbaum, así como la de Gamble y Yale, se realizan en la radiografía frontal. El método de Muñoz se realiza en los dos planos mencionados (véase cap. 19, figura 19-3).

Alineación interfalángica de los dedos

El eje longitudinal de las falanges proximales de los dedos del pie se encuentra alineado con el eje longitudinal de las falanges intermedias y distales. En ocasiones se produce una angulación en valgo, de grado variable, de la articulación interfalángica del primer dedo, que no tiene repercusión biomecánica alguna y no requiere tratamiento (figura 17-20*A*). Se denomina valgo interfalángico del primer dedo, el cual se presenta asociado con el *hallux valgus* y, en ocasiones, aislado (figura 17-20*B*).

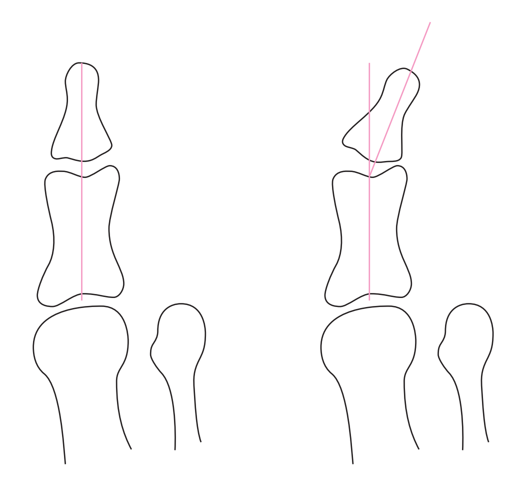


Figura 17-20. Alineación interfalángica. **A,** normal. **B,** valgo interfalángico.

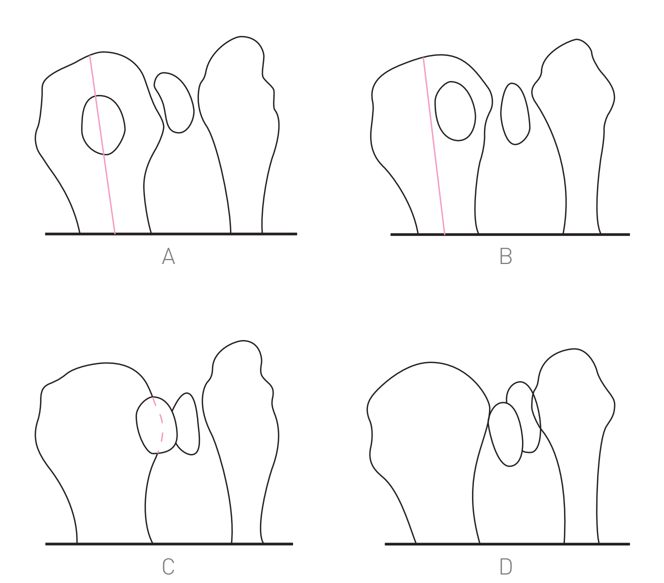


Figura 17-19. Desalojamiento de sesamoideos. Método de Muñoz. **A,** grado 1. **B,** grado 2. **C,** grado 3. **D,** grado 4.

Antepié espaciado

Denominado también por Giannestras pie ancho plano. Se caracteriza por una desviación medial del primer metatarsiano, que forma con el segundo metatarsiano un ángulo de más de 10°. El quinto metatarsiano se desvía lateralmente y forma un ángulo de más de 5° con el cuarto metatarsiano (figura 17-21). Se denominan ángulos intermetatarsianos.

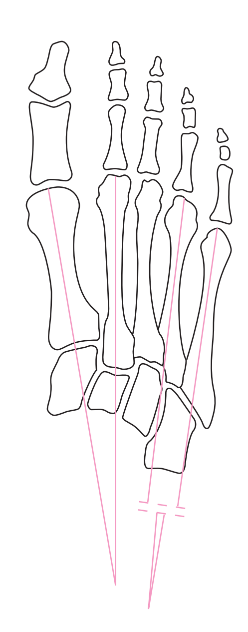


Figura 17-21. Antepié espaciado.

Braquimetatarsias

Se denomina braquimetatarsia al resultado de la fusión prematura (hereditaria) de la fisis de uno o más metatarsianos (especialmente el cuarto), casi siempre en forma bilateral, lo que da lugar a un acortamiento de dicho hueso. La braquimetatarsia, que también puede ser idiopática o estar relacionada con el seudohipoparatiroidismo, produce una interrupción de la parábola de Lelièvre.

Determinación de Calderón del porcentaje de acortamiento de un metatarsiano

Este método, desarrollado por Calderón en el Hospital de Ortopedia de Tlatelolco, IMSS (1975), consiste en trazar el eje diafisario del segundo metatarsiano (figura 17-22). En seguida se trazan sendas perpendiculares a dicho eje, que sean tangenciales a las cabezas de los metatarsianos adyacentes al metatarsiano acortado; es decir, si el cuarto metatarsiano es el acortado, los metatarsianos adyacentes son el tercero y el quinto. La distancia media entre estas dos líneas corresponde al tamaño real del metatarsiano acortado. A continuación se mide la longitud del metatarsiano acortado y la distancia desde el borde articular de la cabeza del mismo hasta el punto medio de las líneas metatarsianas adyacentes. El porcentaje de acortamiento se obtiene mediante una regla de tres simple, con la siguiente fórmula:

$$y \text{ a } y1 = 100$$

$$x \text{ a } x1 = \text{porcentaje de acortamiento}$$

Pie plano valgo estático

Para el diagnóstico del pie plano valgo estático, las mediciones más importantes en la radiografía dorsoplantar con apoyo son, en primer lugar, el aumento de la divergencia talocalcánea (figura 17-23). La radiografía del pie total permite medir el ángulo de apertura del pie y proporciona cifras más certeras en caso de que exista una supinación o pronación excesivas del antepié. En la misma radiografía se observa que el eje longitudinal del pie, del borde posterior del calcáneo al eje longitudinal del segundo radio (figura 17-23, línea discontinua), presenta angulación en valgo debido a la abducción del antepié. El ángulo astrágalo-primer metatarsiano también se encuentra aumentado (figura 17-24).

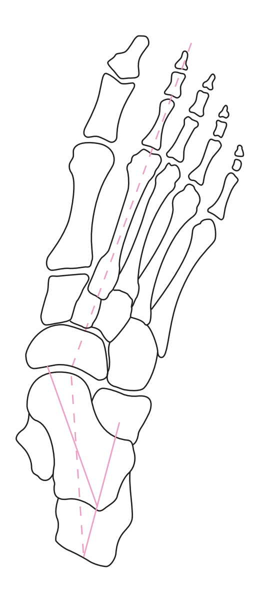


Figura 17-23. Pie plano valgo estático.

Ángulo escafoidometatarsiano

Representa la relación que existe entre el retropié y el antepié cuando el antepié está en abducción o aducción. Este

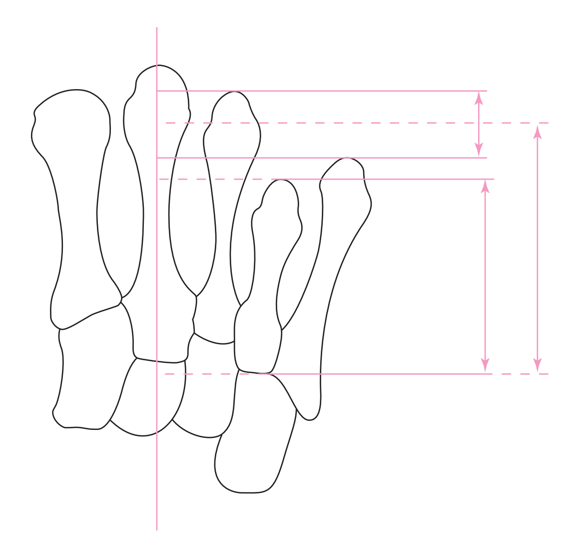


Figura 17-22. Método de Calderón para calcular el porcentaje de acortamiento de un metatarsiano.

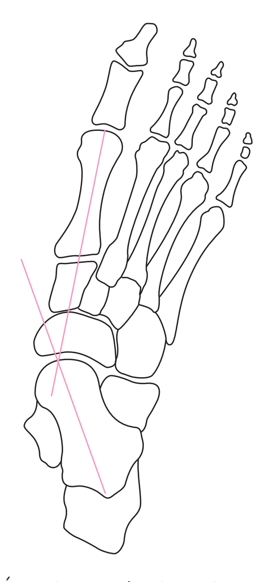


Figura 17-24. Ángulo astrágalo-primer metatarsiano.

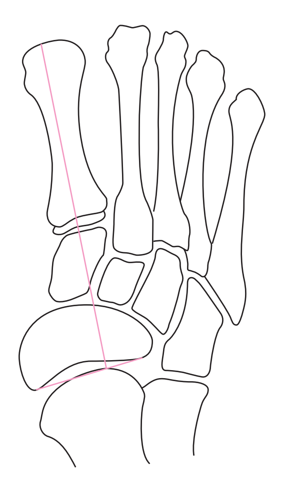


Figura 17-25. Ángulo escafoideometatarsiano.

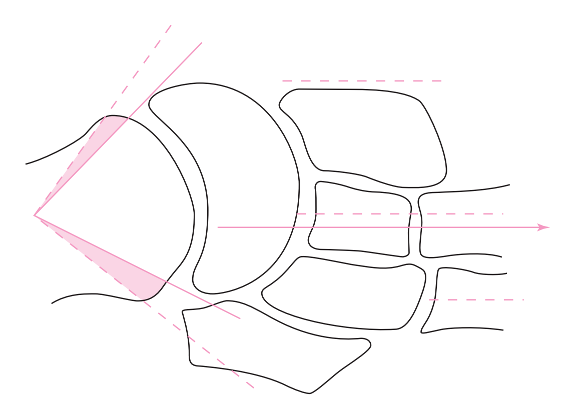
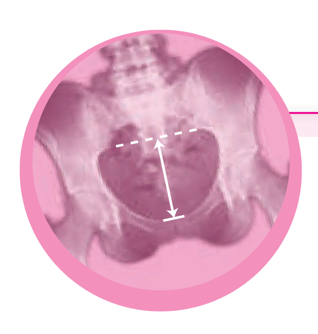


Figura 17-26. Cabeza del astrágalo en articulación con el escafoides.

ángulo se forma por la intersección de una línea que es tangencial a los extremos de la superficie articular proximal del escafoides con una línea que representa el eje longitudinal del primer metatarsiano. El ángulo está abierto en sentido lateral (figura 17-25).

Lowe menciona cifras normales (desde los 4 a los 14 años de edad) de 93.5° como promedio. Este ángulo puede estar alterado en entidades patológicas como antepié aducto aumentado, *metatarsus varus* con articulación astragaloscafoidea normal, *metatarsus varus* con subluxación astragaloscafoidea, subluxación aislada de la articulación astragaloscafoidea, *metatarsus varus* con sobrecorrección astragaloscafoidea, antepié no aducto disminuido, subluxación astragaloscafoidea con *metatarsus valgus* astragaloscafoideo, antepié abducto o *metatarsus valgus* (menos de 85°) y antepié abducto o *metatarsus varus* (más de 100°). En condiciones normales, la cabeza del astrágalo se articula con el escafoides (figura 17-26).



Capítulo 18

Pie del adulto. Plano sagital

Son innumerables las mediciones que se efectúan en la radiografía lateral del pie para el diagnóstico de las alteraciones en el plano sagital, en especial para el pie plano y el pie cavo. Se mencionarán las mediciones más usuales y posteriormente se analizarán en las principales alteraciones del pie en el plano sagital.

Línea de Feiss

En el pie normal, esta línea va desde el centro de la tróclea del astrágalo hasta el centro del escafoides, para terminar en el punto más inferior de la cabeza del primer metatarsiano (figura 18-1). Por lo general, el centro de la tróclea del astrágalo se proyecta al nivel del tubérculo anterior del maléolo medial; también se puede determinar mediante un goniómetro de círculos concéntricos semejante al de Mose o con el método de la triangulación. En condiciones normales esta línea es recta y debe pasar por los puntos de referencia ya mencionados.

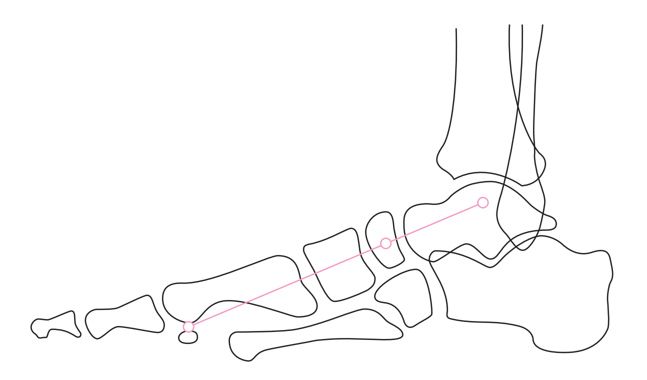


Figura 18-1. Línea de Feiss.

Línea de Schade

Se extiende desde el borde posterior de la superficie articular de la tróclea del astrágalo, pasa por el centro del escafoides y del primer cuneiforme, y termina en el centro de la cabeza del primer metatarsiano (figura 18-2).

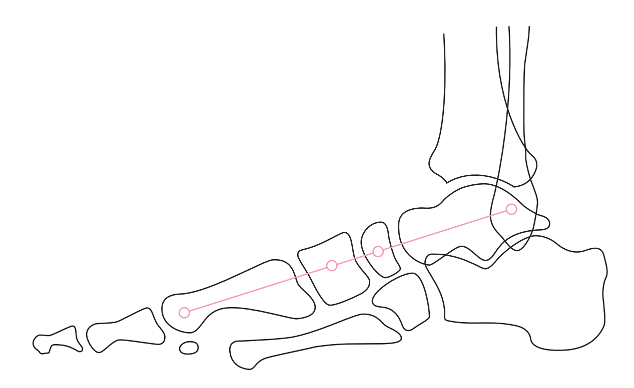


Figura 18-2. Línea de Schade.

Línea de Meary

Está formada por el eje del cuello del astrágalo y normalmente coincide con el eje de la diáfisis del primer metatarsiano (figura 18-3). Tomeno agrega las siguientes consideraciones: 1) el eje mediotalar (medioastragalino) es la bisectriz de un ángulo formado por las líneas tangenciales al borde superior e inferior del astrágalo; 2) el eje diafisario del primer metatarsiano es una línea paralela a su margen (o cortical) superior, y 3) estos dos ejes coinciden en el pie normal y se conocen como ejes de Meary, de aquí que dichas líneas también sean conocidas como líneas de Meary-Tomeno.

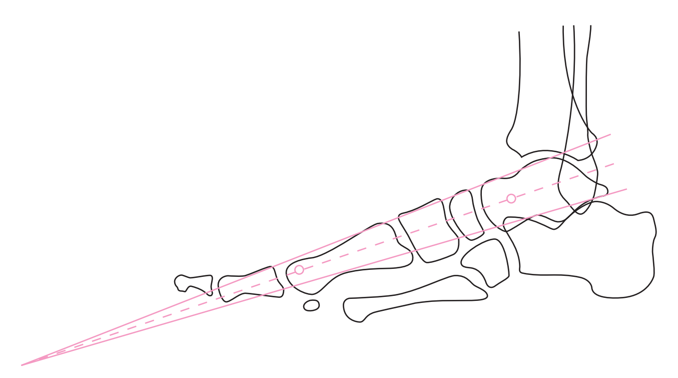


Figura 18-3. Líneas de Meary y Tomeno.

Líneas de Giannestras

Una de estas líneas se sitúa en la articulación astragaloscafoidea, la otra en la articulación cuneometatarsiana; normalmente son paralelas entre sí y deben formar ángulos rectos con la línea de Meary (figura 18-4).

Ángulo de Hibbs

Está formado por la intersección del eje longitudinal del calcáneo con el eje diafisario del primer metatarsiano, cuyo

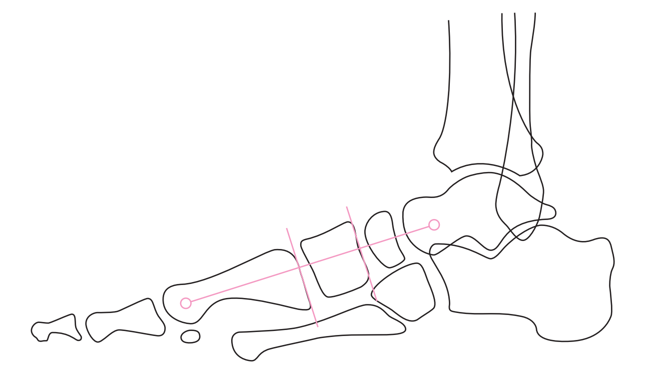


Figura 18-4. Líneas de Giannestras.

valor normal es de 130°. También recibe el nombre de ángulo del *planus* (figura 18-5).

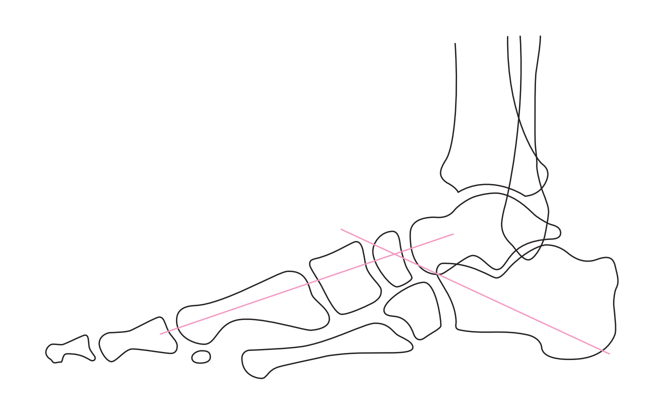


Figura 18-5. Ángulo de Hibbs.

Ángulo de Rocher

Está formado por una línea que va desde el punto más inferior de la tuberosidad, posterior del calcáneo hasta el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea, que al intersecarse con el eje diafisario del primer metatarsiano forma un ángulo normal de 140° (figura 18-6).

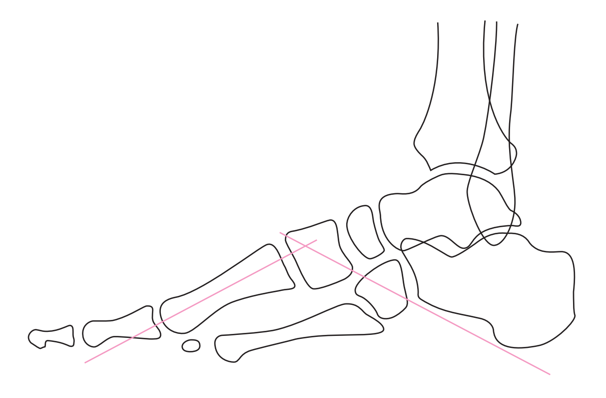


Figura 18-6. Ángulo de Rocher.

Ejes de Montagne

Se procede a trazar una línea vertical que sea perpendicular al plano horizontal y que pase por las articulaciones astragaloscafoidea y calcaneocuboidea, es decir, que pase por la articulación de Chopart (figura 18-7). Dicha línea forma ángulos con los ejes diafisarios del primero y quinto metatarsianos, así como con el eje longitudinal del calcáneo. El autor hace hincapié en los ángulos de dicha línea vertical con la línea de Schade (arco medial), en el eje del quinto metatarsiano (arco lateral), en el eje del calcáneo, que es difícil de trazar y en que la altura de cada uno de los arcos longitudinales plantares se encuentran en el mismo plano.

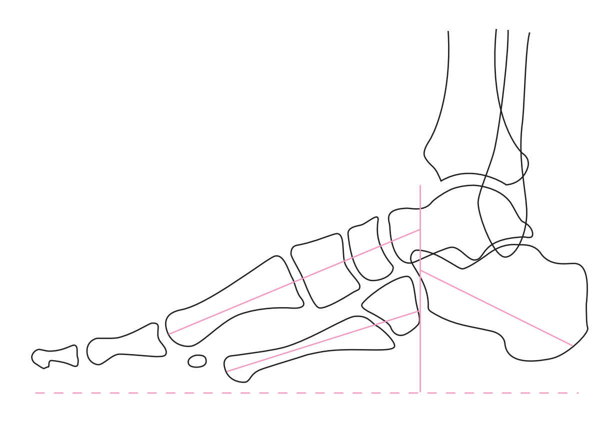


Figura 18-7. Ejes de Montagne.

Ángulo de Caplan y Simmonds

Se forma por la intersección de una línea que va desde el punto más inferior del calcáneo hasta el punto más inferior del extremo proximal del primer metatarsiano, con otra línea que va desde este último punto al borde inferior del sesamoideo medial (figura 18-8). El valor normal de dicho ángulo es de 30° (el ángulo complementario usado por los autores); es correcto leer un ángulo directo (suplementario) de 150°.

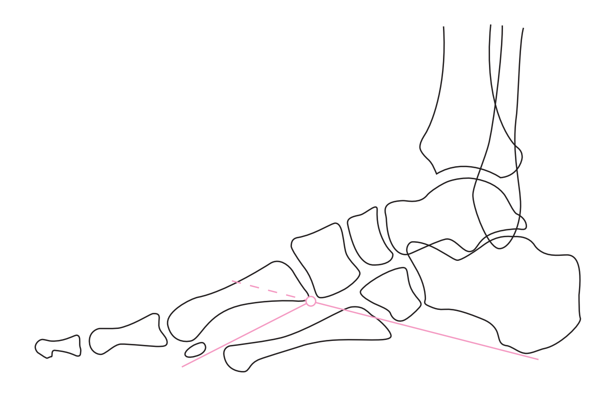


Figura 18-8. Ángulos de Capland y Simmonds.

Ángulo de Davis-Hatt y Templeton

Este ángulo obtuso por lo general se forma por la intersección de una línea que pasa por la cortical inferior del calcáneo con otra línea que atraviesa la cortical inferior del quinto metatarsiano (figura 18-9). Su valor no debe exceder los 90°.

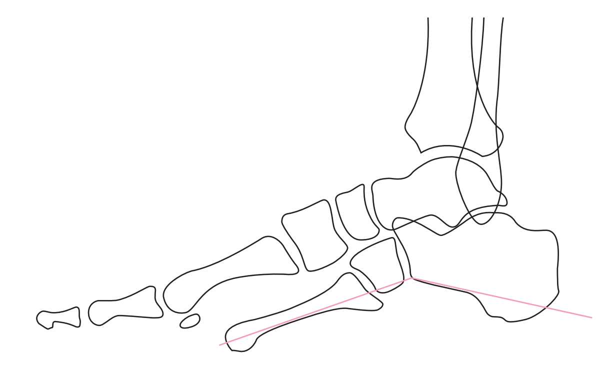


Figura 18-9. Ángulo de David-Hatt y Templeton.

Ángulo de Djian-Annonier

Está formado por la intersección de una línea que va desde el borde inferior del sesamoideo lateral hasta el punto más inferior de la articulación astragaloscafoidea, con otra línea que va desde esta articulación hasta el punto más inferior de la tuberosidad posterior del calcáneo (figura 18-10). El valor normal de este ángulo es de 120 a 125°. Denis menciona 128° como valor normal.

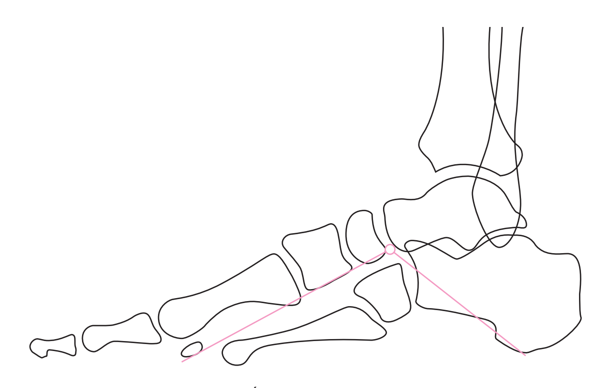


Figura 18-10. Ángulo de Djian y Annonier.

Ángulos de Fick

Los ejes de los metatarsianos se encuentran inclinados sobre el plano horizontal. El primero es el más inclinado, con un ángulo aproximado de 18 a 25°; disminuye en el resto de los metatarsianos. En el dibujo superior de la figura 18-11 se representa la inclinación de cada metatarsiano respecto al plano horizontal de apoyo. El cuadro 18-1 muestra los ángulos de Fick en todos los metatarsianos.

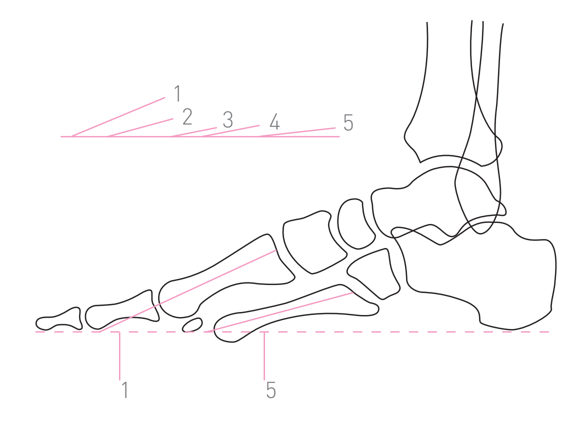


Figura 18-11. Ángulos de Fick.

Ángulo de inclinación del astrágalo

Está formado por la intersección del eje longitudinal del astrágalo con el plano horizontal. Su valor normal es de 25° (figura 18-12).

Ángulo de divergencia astragalocalcánea

Está formado por la intersección de los respectivos ejes longitudinales del astrágalo y del calcáneo; su valor es de 20 a 30° (figura 18-12).

Cuadro 18-1. Ángulos de Fick.

Metatarsianos	Grados
Primero	8 a 25
Segundo	15
Tercero	10
Cuarto	8
Quinto	5

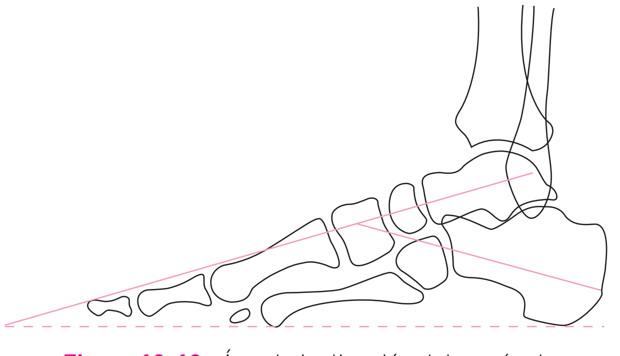


Figura 18-12. Ángulo inclinación del astrágalo.

Ángulo de convergencia astragalocalcánea

Está formado por sendas líneas que son tangentes a los márgenes inferiores del astrágalo y del calcáneo, respectivamente; su valor normal es de 25 a 35° (figura 18-13).

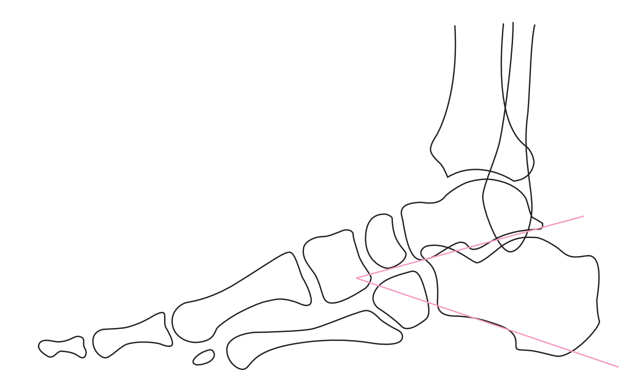


Figura 18-13. Ángulo de convergencia astragalocalcánea.

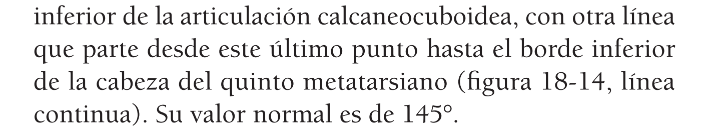
Ángulos de Costa-Bertani-Moreau (1939)

Ángulo del arco medial

El ángulo medial y el lateral representan la cúpula o bóveda plantar. El ángulo del arco medial está formado por una línea que va desde el punto más inferior del calcáneo al punto más inferior de la articulación astragaloscafoidea (figura 18-14, línea discontinua), y por otra línea que va desde este último punto al borde inferior del sesamoideo medial. Su valor normal es de 115° según Montagne, o de 128 a 130° según Arandes.

Ángulo del arco lateral

Está formado por la intersección de una línea que va desde el punto más inferior del calcáneo hasta el punto más



inferior de la articulación calcaneocuboidea, con otra línea que parte desde este último punto hasta el borde inferior de la cabeza del quinto metatarsiano (figura 18-14, línea continua). Su valor normal es de 145°.

Triángulos de Leroux-Colette-Renotte

Una vez que se trazan los ángulos de Costa-Bertani-Moreau, se dibuja la base de cada uno de ellos para formar los triángulos respectivos, lo que resulta en un triángulo medial y en otro lateral (figura 18-15).

El triángulo medial (línea continua) está formado por una base que va desde el borde más inferior del calcáneo hasta el borde inferior del sesamoideo medial. Su vértice se encuentra en el punto más inferior de la cabeza del astrágalo, y sus lados están constituidos por las líneas que forman el ángulo del arco medial de Costa-Bertani-Moreau.

El triángulo lateral (línea discontinua) está formado por una base que va desde el punto más inferior del calcáneo hasta el borde inferior de la cabeza del quinto metatarsiano. Su vértice se encuentra en el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea, y sus lados están constituidos por las líneas de Costa-Bertani-Moreau, que forman el ángulo del arco lateral.

La altura de dichos triángulos se determina por una línea perpendicular a sus respectivas bases, que se origina desde los vértices. Los autores calculan la relación de estos triángulos mediante la siguiente fórmula:

$$\text{altura} \times 100/\text{base}$$

La altura del triángulo medial (arco longitudinal interno del pie) mide de 15 a 18 mm, la altura del triángulo lateral (arco longitudinal externo del pie) mide normalmente entre 3 y 5 mm.

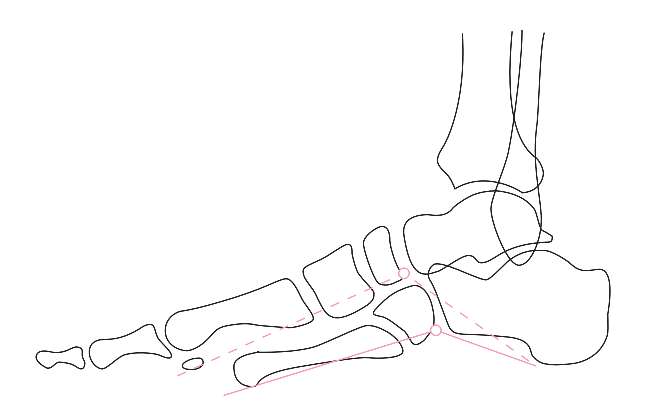


Figura 18-14. Ángulos de Costa-Bertani-Moreau.

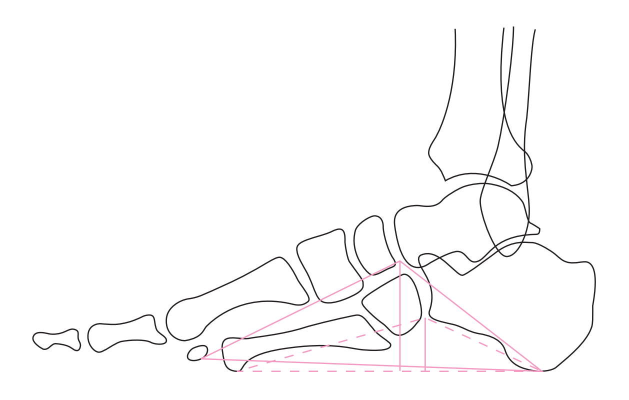


Figura 18-15. Triángulos de Leroux, Colette y Renotte.

Prismatoide y volumen prismático de Gaunel

Una vez construidos los triángulos de Leroux-Colette-Renotte, se procede a unir sus vértices, así como los puntos más inferiores de sus respectivas alturas, con lo que se forma un cuadrilátero que representa el cubo volumétrico de la cúpula ósea plantar (figura 18-16). Este cuadrilátero o cuadrángulo representa el área de sección frontal del volumen prismático (figura 18-17).

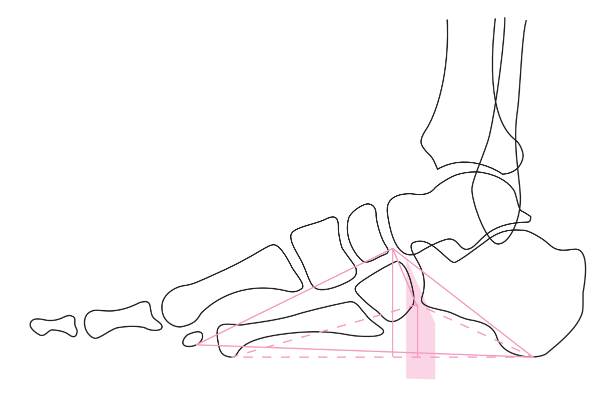


Figura 18-16. Prismatoide de Gaunel.

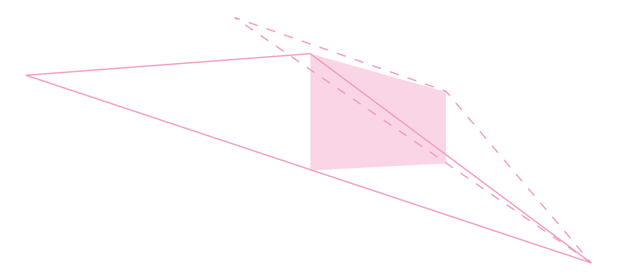


Figura 18-17. Volumen prismático de Gaunel.

Índice de Bragard

Este índice es útil para el diagnóstico del pie cavo. Es la relación que existe entre la longitud de la bóveda del pie y la altura de la misma. Su valor normal es de 3 a 3.33. La longitud de la bóveda se mide desde el borde inferior del calcáneo hasta la articulación metatarsofalángica del primer dedo; la altura va desde el cuerpo del escafoides a la horizontal y es perpendicular a esta última (figura 18-18).

Este índice se calcula al dividir la longitud entre la altura:

$$L/A$$

L = Longitud = 3.33.

A = Altura.

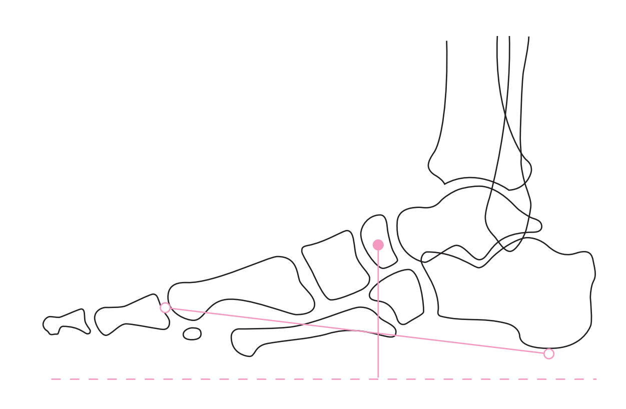


Figura 18-18. Índice de Bragard.

Ángulo tuberoarticular del calcáneo

También llamado ángulo calcáneo o ángulo de Böhler, está formado por la intersección de una línea que va desde el punto más elevado de la articulación calcaneocuboidea hasta el punto más elevado y posterior de la articulación astragalocalcánea, con otra línea que parte desde este último punto y es tangente al borde superior de la tuberosidad del calcáneo (figura 18-19). Se forma así un ángulo de 140 a 160°. Böhler mide el ángulo complementario por la facilidad de hacerlo así; sus valores normales oscilan entre 20 y 40°. Dicho ángulo disminuye en las fracturas del calcáneo y a veces se vuelve negativo. El ángulo tuberoarticular proporciona un índice exacto para determinar el tipo y grado de gravedad de la fractura, evaluar el resultado de la reducción y pronosticar la evolución de dicha lesión.

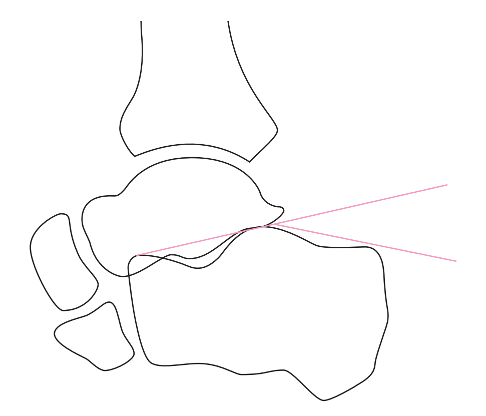


Figura 18-19. Ángulo de Böhler.

Ángulo de Michel De Langre

La basculación de un fragmento tuberositario en una fractura del calcáneo al nivel talámico puede ocasionar que el ángulo de Böhler sea normal, por lo que De Langre utiliza un ángulo formado por una línea que va desde el punto más posterior de la articulación astragalocalcánea (figura

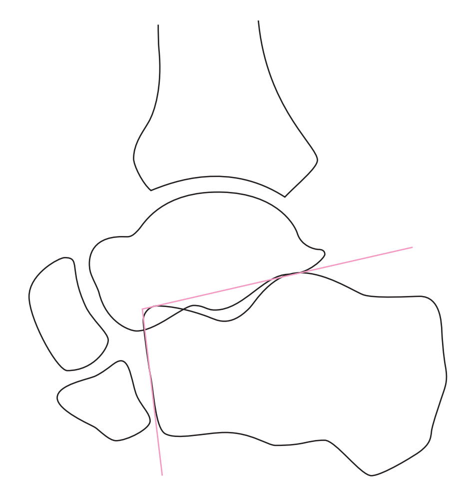


Figura 18-20. Ángulo de Michel De Langre.

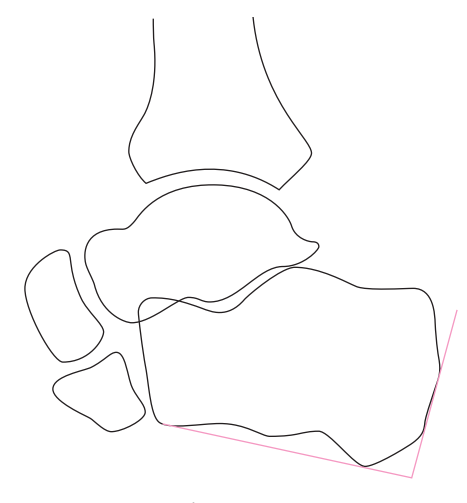


Figura 18-22. Ángulo de Fowler y Philip.

18-20) hasta el punto más anterior de la misma articulación (corresponde a la línea articular del ángulo de Böhler), y otra línea que va desde este último punto hasta el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea.

Este ángulo, normalmente obtuso, se hace recto o agudo en los casos de fracturas talámicas con hundimiento del tálamo. En las fracturas retrotalámicas queda sin modificación, por lo que se utiliza el ángulo de Böhler.

Ángulo "crucial" de Gissane

Está formado por las vertientes del tálamo con seno proximal, cuyo valor es de aproximadamente 110° (figura 18-21). Así como el ángulo de Böhler mide el hundimiento talámico, el ángulo de Gissane corrobora la reducción de dicho hundimiento.

Ángulo de Fowler y Philip

Está formado por la intersección de una línea tangente al borde posterior de la tuberosidad posterior del calcáneo con otra línea que va desde el punto más inferior de apoyo del calcáneo hasta el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea (figura 18-22). El valor normal de este ángulo es de 44 a 69° según Fowler y Philip, de 44 a 70° según Montagne, y de 70 a 80° según Keck.

Dicho ángulo es útil para el diagnóstico de bursitis posteriores del calcáneo y bursitis del tendón de Aquiles; el ángulo también aumenta su valor en la variedad normal, llamada exostosis, y en la enfermedad de Haglund.

Ángulo tibioastragalino

Está formado por la intersección del eje diafisario de la tibia con el eje longitudinal del astrágalo; su valor normal es de 90 a 105° (figura 18-23). La medición de este ángulo debe hacerse con el tobillo en posición neutra, es decir, a 90°.

Ángulos de inclinación del calcáneo

El ángulo α está formado por la intersección del eje longitudinal del calcáneo con el plano horizontal, y su valor es de 20° (figura 18-24). El ángulo β está formado por la intersección de una línea que pasa por el borde inferior de

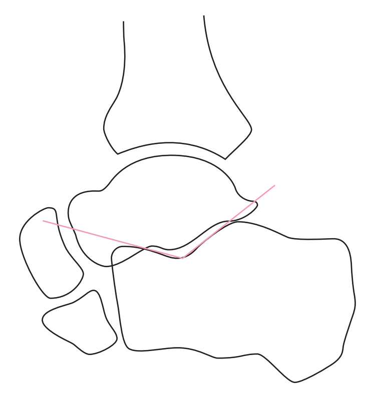


Figura 18-21. Ángulo de Gissane.

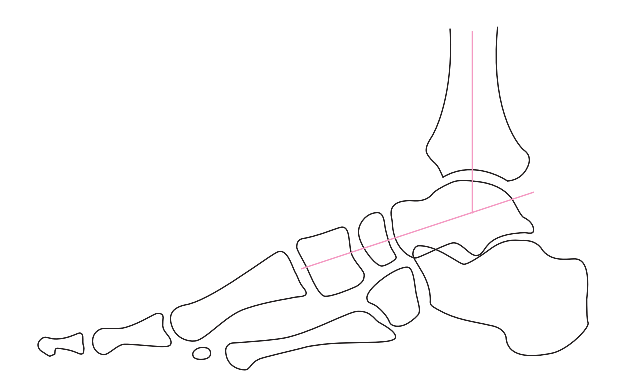


Figura 18-23. Ángulo tibioastragalino.

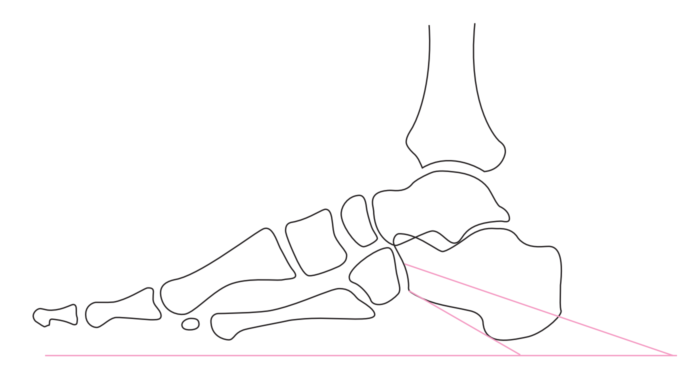


Figura 18-24. Ángulo de inclinación calcánea.

la tuberosidad posterior del calcáneo al punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea, con el plano horizontal; su valor normal es de 15° (figura 18-24).

Ángulo calcáneo-quinto metatarsiano

Otra forma de medir la inclinación del calcáneo es mediante una línea que va desde el borde inferior de la tuberosidad posterior del calcáneo hasta el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea, la que al intersecarse con otra línea que va desde el borde inferior del calcáneo al borde inferior de la cabeza del quinto metatarsiano forma un ángulo normal de 30° (figura 18-25).

Ángulo de inclinación talámica

Es útil para determinar el grado de hundimiento y desalojamiento de las fracturas talámicas del calcáneo. Está formado por la intersección de una línea que va desde el punto más posterior de la articulación astragalocalcánea, pasando por el borde posterior del tálamo, con otra línea que va desde el punto más inferior del calcáneo hasta el punto más inferior de la articulación calcaneocuboidea (figura 18-26).

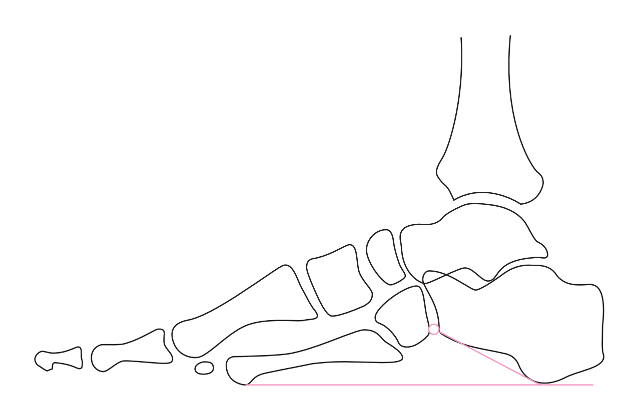


Figura 18-25. Ángulo calcáneo-quinto metatarsiano.

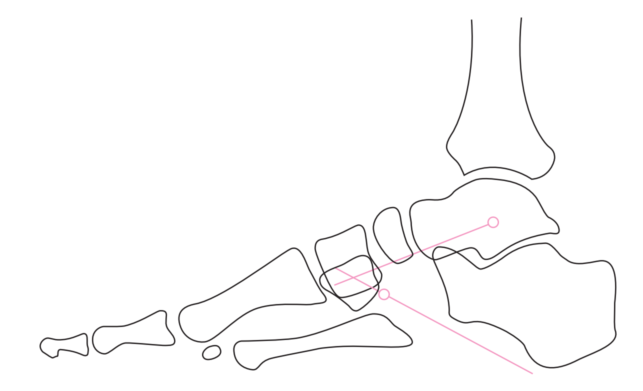


Figura 18-26. Ángulo de inclinación talámica.

Distancia intermetatarsiana distal del primero y quinto metatarsianos

Cuando el apoyo plantar es normal, se trazan en el antepié sendas líneas tangenciales al borde inferior de la cabeza del quinto metatarsiano, al borde inferior del sesamoideo medial y paralelas al plano horizontal (figura 18-27). En condiciones normales, entre estas líneas no debe haber una distancia mayor de 5 mm.

Ángulo calcáneo-primer metatarsiano

También llamado ángulo de inclinación del calcáneo, está formado por la intersección de una línea tangencial al borde inferior del calcáneo con el eje longitudinal del primer metatarsiano (figura 18-28); su valor normal es de 140°.

Ángulo de inclinación del calcáneo

Benages señala que el ángulo de inclinación del calcáneo se forma por la intersección de la línea tangencial al borde

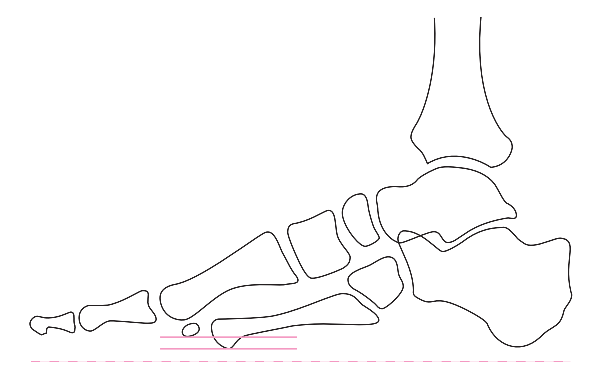


Figura 18-27. Líneas tangenciales al borde inferior de la cabeza del quinto metatarsiano, al borde inferior del sesamoideo medial y paralelas al plano horizontal en el antepié.

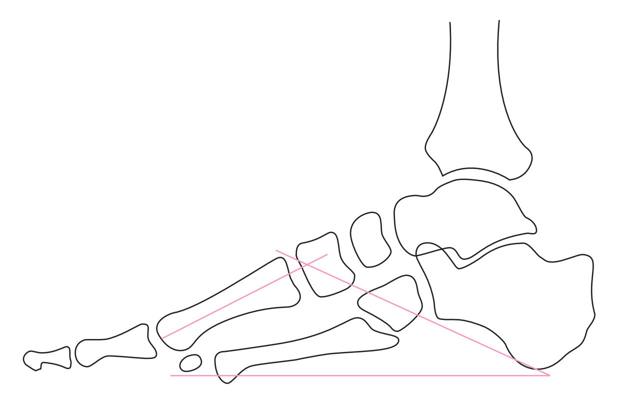


Figura 18-28. Ángulo astrágalo-primer metatarsiano.

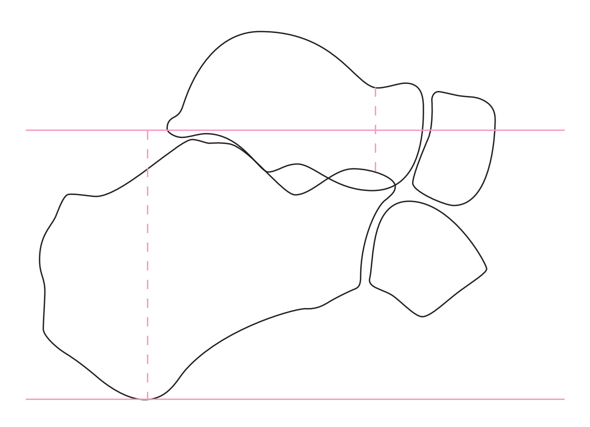


Figura 18-30. Inclinación calcánea.

inferior de dicho hueso con otra línea que representa el plano horizontal de apoyo y que se traza desde el borde inferior de la tuberosidad posterior del calcáneo hasta el borde inferior de los sesamoideos del primer metatarsiano (figura 18-28). El valor normal de dicho ángulo es de 15 a 30°. Este ángulo y el anterior son útiles para el diagnóstico del *pes cavus*.

Desnivelación de Lelièvre

La llamada desnivelación de Lelièvre es la distancia entre dos planos paralelos, uno tangencial al borde posterior del calcáneo y el otro tangencial al borde inferior de la cabeza del primer metatarsiano; ambas líneas son paralelas al plano horizontal (figura 18-29).

En el pie normal esta desnivelación no debe exceder de 10 mm. La medición debe realizarse en una radiografía lateral, con el talón en posición neutra en el plano frontal, es decir, sin varo ni valgo del retropié. El antepié se coloca en dorsiflexión; ésta debe ser máxima, tanto como lo permita la estructuración de la deformidad en varo. Benages modifica esta técnica al colocar tanto el talón como el antepié en carga, colocando bajo el talón cuñas de madera hasta que se consiga que éste se encuentre en posición neutra y en carga, al igual que el antepié.

La posición del astrágalo en el plano sagital es normalmente paralela al plano de apoyo. Se determina al dibujar una línea desde la articulación astragalocalcánea; representa la posición relativa del cuerpo del astrágalo (figura 18-30). La inclinación del astrágalo se determina mediante una línea que se dibuja desde el borde inferior de apoyo del calcáneo hasta el borde inferior de la articulación calcáneo-cuboidea (figura 18-30) al intersecarse con la horizontal. Se clasifica como inclinación leve a aquella que va de 0 a 10°, mediana a la que va de 10 a 20° y alta a la que va de 20 a 30°.

Método de Baxter y Thigpen

Estos autores clasifican como pequeños a los espolones calcáneos cuando miden de 2 a 5 mm y como grandes cuando miden más de 5 mm (figura 18-31); esta clasificación se utiliza a nivel internacional.

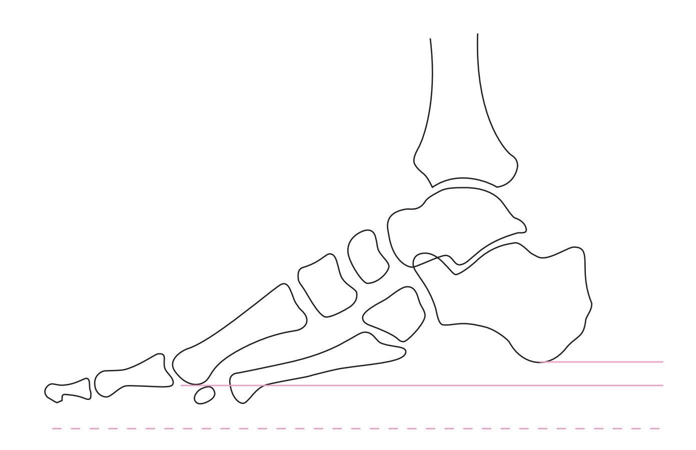


Figura 18-29. Desnivelación de Lelièvre.

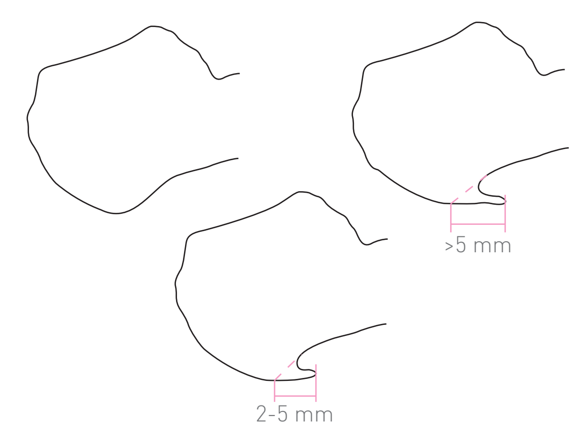
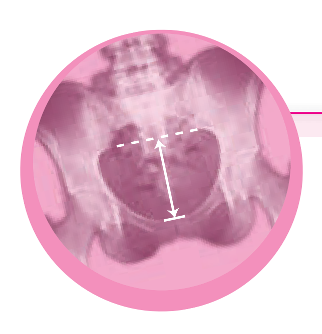


Figura 18-31. Espolón calcáneo. Método de Baxter y Thigpen. A, normal. B, pequeño. C, grande.



Capítulo 19

Pie del adulto. Plano frontal

Articulación metatarsosesamoidea del primer radio

Existen varias técnicas para efectuar una radiografía de las cabezas de los metatarsianos a fin de visualizar la articulación metatarsosesamoidea del primer radio. Con esta imagen frontal del antepié se observa la primera articulación metatarsosesamoidea en el plano frontal.

Ángulos facetario-sesamoideo medial y lateral de Muñoz

Este método se desarrolló en el Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional (IMSS, México), en 1984. La faceta medial para el sesamoideo medial de la cabeza del primer metatarsiano es más cóncava, más pequeña y más horizontal, y con el eje longitudinal del metatarsiano forma un ángulo que varía de 70 a 80°, llamado ángulo facetario-sesamoideo medial (figura 19-1).

La faceta articular lateral es más plana, oblicua y de mayor longitud; dicha superficie forma, con el eje diafisario del primer metatarsiano, el ángulo facetario-sesamoideo lateral, que mide de 50 a 60°. Estos ángulos se determinan al trazar el eje longitudinal o diafisario del primer metatarsiano, que por lo general debe coincidir con la cresta intersesamoidea; a continuación se dibujan sendas líneas tangenciales a la superficie articular de ambas facetas articulares. Las intersecciones de estas últimas líneas con el eje diafisario forman los ángulos facetario-sesamoideos.

Ángulo de pronación del primer metatarsiano de Muñoz (1984)

Este ángulo se desarrolla junto con los ángulos ya mencionados. En el *hallux valgus*, el primer metatarsiano efectúa un movimiento de rotación sobre su propio eje en sentido medial, es decir, hace un movimiento de pronación.

En vista de que la radiografía muestra una proyección axil (axial) de los metatarsianos, el único dato que indica que el hueso ha realizado un movimiento de pronación es la posición de la cresta intersesamoidea y de las facetas articulares.

A fin de evaluar la pronación del primer metatarsiano se procede a medir el ángulo de pronación del mismo, y se traza el eje longitudinal diafisario junto con otra línea que va desde el extremo proximal del eje diafisario hasta el vértice de la cresta intersesamoidea (figura 19-2).

Esta medición entraña ciertas dificultades para visualizar el extremo proximal del metatarsiano debido a la superposición de tejidos blandos y de los huesos del tarso. Se recomiendan las técnicas radiográficas de Walter Müller y la de Rocher y Wangermez.

Desalojamiento de los sesamoideos

Clasificación de Muñoz (1983)

Este método se desarrolló en el Hospital de Traumatología y Ortopedia del Centro Médico Nacional (IMSS), con el

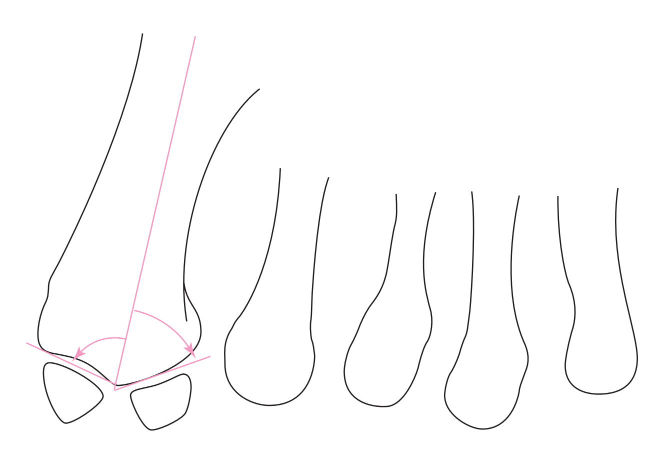


Figura 19-1. Ángulos facetario-sesamoideos de Muñoz.

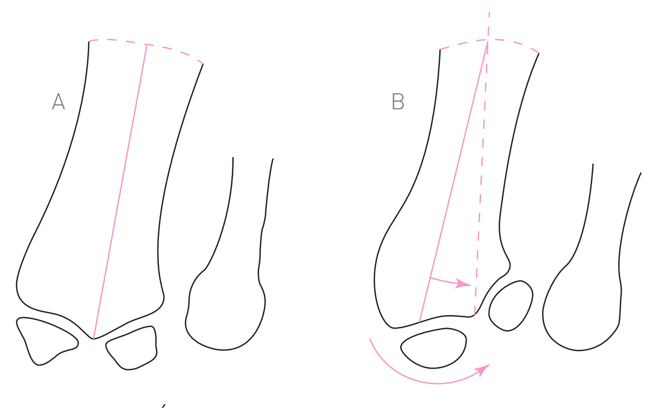


Figura 19-2. Ángulo de pronación del primer metatarsiano de Muñoz. **A,** normal. **B,** pronación.

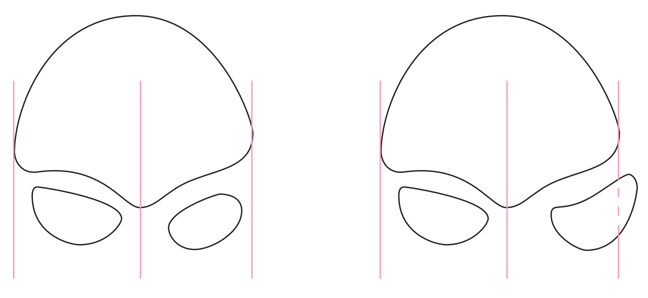


Figura 19-3. Desalojamiento de sesamoideos. Clasificación de Muñoz. **A,** y **B,** posición normal.

mismo criterio para el desalojamiento de los sesamoideos en el plano horizontal (véase figura 17-18). La clasificación del desalojamiento en el plano frontal se realiza al trazar una línea sobre el eje longitudinal del primer metatarsiano y sendas líneas tangenciales tanto a la cortical medial como a la cortical lateral de la cabeza del metatarsiano, que sean paralelas al eje diafisario (figura 19-3).

Se clasifica como normal (figura 19-3) cuando ambos sesamoideos se encuentran articulados y entre las líneas de demarcación descritas. Es frecuente que el sesamoideo lateral se proyecte sobre la cortical lateral del metatarsiano hasta en 50% de su diámetro. Se dice que es de grado 1 (figura 19-4) cuando el sesamoideo medial se encuentra bajo la cresta intersesamoidea, es decir, sobre la línea que representa el eje diafisario. El sesamoideo lateral se encuentra en el espacio intermetatarsiano, pero en contacto con la línea cortical lateral. Se clasifica como grado 2 cuando el sesamoideo medial se encuentra bajo la faceta articular lateral, es decir, cuando está ocupando el lugar del sesamoideo lateral. El sesamoideo lateral se despega de la línea cortical lateral y se encuentra libre en el espacio intermetatarsiano. Se clasifica como grado 3 cuando el sesamoideo medial se encuentra sobre la línea cortical lateral. Se dice que es de grado 4 cuando ambos sesamoideos se encuentran en el espacio intermetatarsiano.

Ángulo de Preiss

Se mide en la radiografía axil del talón para determinar el desplazamiento de las fracturas de la tuberosidad posterior del calcáneo en el plano sagital. Está formado por dos líneas, una de las cuales va desde el borde interno de la apófisis menor hasta el tubérculo interno de la tuberosidad posterior del calcáneo; la otra va desde el ángulo lateral de la faceta articular del calcáneo con el cuboides hasta el tubérculo externo de la tuberosidad posterior (figura 19-5). El valor normal del ángulo de Preiss es de 15 a 17°.

Principales alteraciones angulares y planimétricas en el pie cavo

Las principales alteraciones angulares y planimétricas en el pie cavo son: 1) desnivelación de Lelièvre de más de 10 mm; 2) ángulo calcáneo-primer metatarsiano mayor de 140°; 3) ángulo de inclinación del calcáneo mayor de 30°; 4) índice de Bragard de más de 3.33; 5) aumento del volumen prismático de Gaunel; 6) aumento de los triángulos de Leroux-Colette-Renotte; 7) ángulos de Costa-Bertani-Moreau menores de 125°; 8) ángulo de Fick para el primer metatarsiano mayor de 25°; 9) ángulo de Djian-Annonier menor de 120°; 10) aumento del ángulo de Caplan-Simmonds; 11) angulación con seno plantar de la línea de Meary; 12) angulación con seno plantar de la línea de Feiss; 13) angulación con seno plantar de la línea de Schade; 14) angulación en valgo (de seno medial) del ángulo de Costa-Bertani (tibiocalcáneo); 15) angulación en varo del cuadrilátero de apoyo de Djian-Annonier (ver más adelante), y 16) angulación en

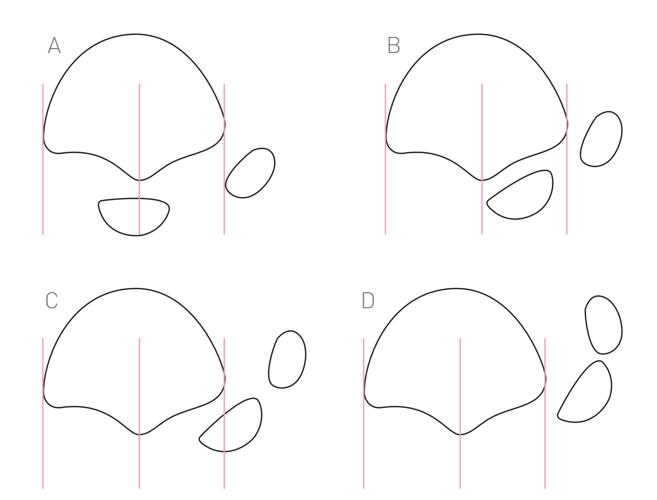


Figura 19-4. Desalojamiento de sesamoideos. Clasificación de Muñoz. **A,** grado 1. **B,** grado 2. **C,** grado 3. **D,** grado 4.

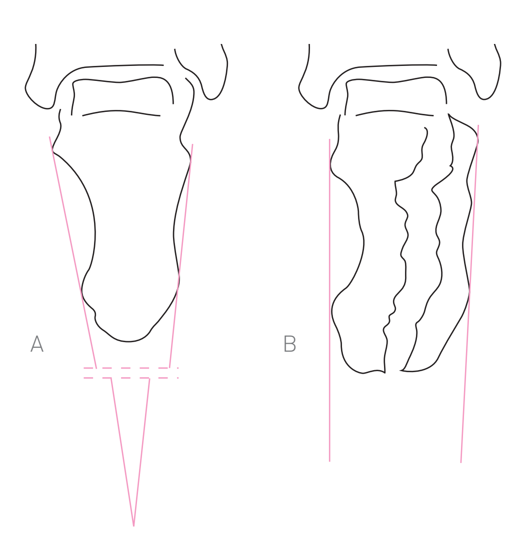


Figura 19-5. Ángulo de Preiss. **A,** normal. **B,** fractura del calcáneo.

varo (el eje de la tibia pasa por el tercio medio o lateral de apoyo) en el método de Meary (ver más adelante).

Principales alteraciones angulares y planimétricas en el pie plano

Las principales alteraciones angulares y planimétricas en el pie plano son: 1) angulación hacia abajo de la línea de Schade; 2) angulación hacia abajo de la línea de Feiss; 3) aumento a más de 140° del ángulo de Rocher; 4) disminución de la altura de los triángulos de Leroux-Colette-Renotte; 5) ángulo de Djian-Annonier mayor de 128°; 6) aumento mayor de 130° de los ángulos de Costa-Bertani-Moreau; 7) ángulo de Hibbs mayor de 130°; 8) disminución del volumen prismático de Gaunel; 9) ángulo de inclinación del calcáneo menor de 30°; 10) índice de Bragard menor de 3.0; 11) angulación con seno dorsal de la línea de Meary; 12) angulación en valgo mayor de 8° del cuadrilátero de apoyo de Djian-Annonier (ver más adelante), y 13) angulación en valgo del retropié con el eje longitudinal de la tibia, que pasa por el tercio medio de apoyo en el método de Meary (ver más adelante).

Pie cavo posterior

Se denomina pie cavo posterior a la basculación que efectúa el calcáneo en *talus*, es decir, su extremo anterior se eleva y el hueso tiende a colocarse en una posición vertical, con lo que aumenta la concavidad de la cúpula plantar. El eje del calcáneo forma, con la columna anterior, un ángulo más cerrado con vértice posterior muy próximo a la articulación calcaneocuboidea (figura 19-6).

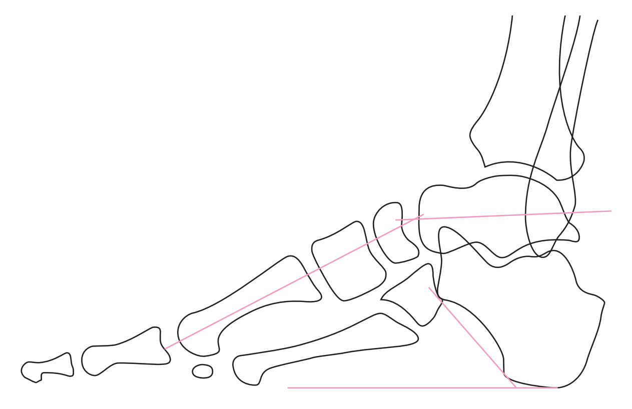


Figura 19-6. Pie cavo posterior.

Pie cavo anterior

Llamado también pie cavo esencial, se trata de una flexión plantar a expensas del antepié, la cual tiene su vértice dorsal en el mediopié o en el antepié, generalmente al nivel de la articulación escafoidocuneana o cuneometatarsiana (figura 19-7).

La desnivelación de Lelièvre es útil en el diagnóstico del pie cavo anterior; el resto de las mediciones (como la línea de Schade, la de Feiss y la de Meary) presentan angulación con seno plantar, además de indicar el vértice de la angulación.

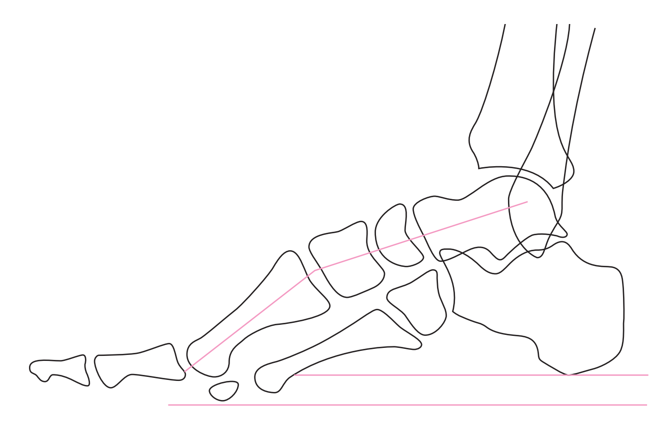


Figura 19-7. Pie cavo anterior.

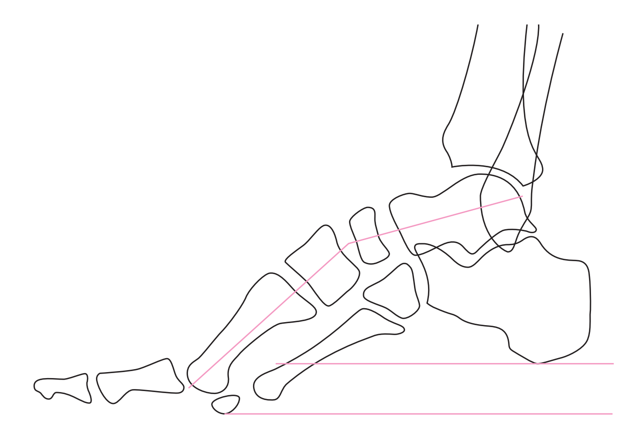


Figura 19-8. *Tarsus cavus minus.*

Clasificación de Whitney y Green

Whitney y Green clasifican el cavo anterior en cuatro tipos básicos, de acuerdo con el sitio del ápex de la deformidad:

1) *Metatarsus cavus*. La flexión plantar es excesiva al nivel de la articulación de Lisfranc o articulación tarsometatarsiana (figura 19-7).
2) *Tarsus cavus minus*. La flexión plantar ocurre en los huesos del tarso en la articulación mediotarsiana escafoidocuneana; también se denomina *mediotarsus cavus* (figura 19-8).
3) Antepié *cavus*. La flexión plantar ocurre al nivel de la articulación de Chopart (figura 19-9).
4) *Cavus* anterior combinado. Es la combinación de dos o más de las formas clínicas ya mencionadas. La desnivelación de Lelièvre aumenta de manera progresiva en los tres primeros tipos de *pes cavus* mencionados por Whitney.

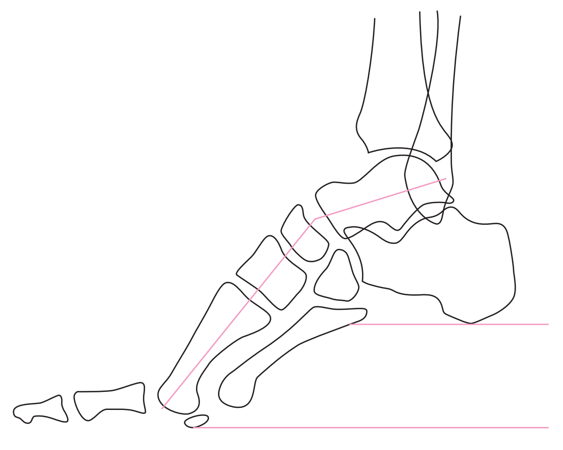


Figura 19-9. Antepié *cavus*.

Como se observa en el *pes cavus* anterior, cuanto más proximal está el ápex de la deformidad, más grande es la desnivelación de Lelièvre.

Pie en apoyo en el plano frontal

Ángulo tibiocalcáneo de Costa-Bertani

Ángulo formado por la intersección del eje diafisario de la tibia con el eje longitudinal del calcáneo. Mide la angulación del retropié (la cual puede estar normalmente entre 0 y 2°); la posición en varo cuando el ángulo mide más de 2°, su seno es medial y se encuentra en valgo cuando el ángulo mide más de 2° y su seno es lateral (figura 19-10). Arandes menciona valores de 172 a 180° como límites normales.

Trapecio de apoyo del retropié de Djian-Annonier

Esta medición se obtiene en la radiografía anteroposterior del pie con apoyo y determina la inclinación del retropié y

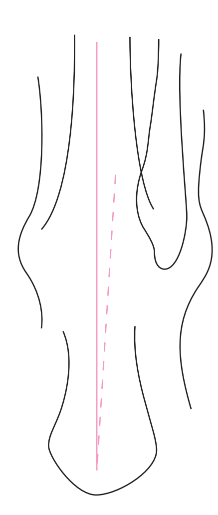


Figura 19-10. Ángulo tibiocalcáneo de Costa-Bertani.

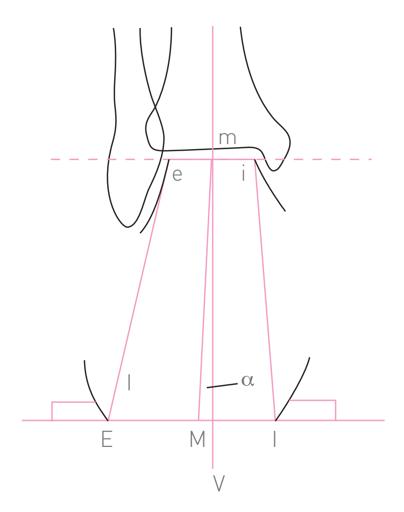


Figura 19-11. Trapecio de apoyo del retropié.

su eje sobre la vertical, o mejor dicho, de la vertical. Se coloca al paciente parado con apoyo en ambos pies, con discreta rotación medial para que el haz central de los rayos X incida sobre el cuarto radio. Se colocan sendas marcas metálicas al nivel de los maléolos a los lados del talón. El trapecio de apoyo se construye al unir el ángulo medial de la polea astragalina (figura 19-11) con el ángulo lateral (*e*). Se une después el ángulo medial con la marca metálica medial y se procede a hacer el mismo trazado con el lado lateral, con lo que se forma el trapecio. Se dibuja el eje longitudinal de la tibia hasta el plano de apoyo (*v*); se procede en seguida a unir el punto medio de la polea astragalina (*m*), que coincide con el eje diafisario de la tibia, con el punto medio de la base del trapecio (*M*). Esta línea forma un ángulo con la vertical, que indica la posición del calcáneo, ya sea en supinación (en varo) o pronación (en valgo), con valor normal de 8° en valgo.

Los resultados pueden apreciarse de la siguiente manera:

- En un pie normal, el trapecio de apoyo es ligeramente asimétrico, con el lado externo más oblicuo que el interno (figura 19-12*A*), con lo que se forma un ángulo de 8° en valgo, que es el ángulo en valgo fisiológico del calcáneo.
- Cuando el retropié se encuentra en valgo discreto, el trapecio de apoyo es casi rectangular (figura 19-12*B*), el ángulo es mayor de 8°, existe asimetría de ambos lados, el borde medial se ubica en posición vertical, el lado externo del trapecio aumenta de tamaño y el medial disminuye.
- Si existe un valgo considerable, el trapecio de apoyo tiene sus dos lados en oblicuidad externa descendente (figura 19-12*C*), el ángulo es mayor de 8°, hay asimetría de los lados del trapecio (el lado lateral del trapecio aumenta y el medial disminuye), el borde interno del lado medial se hace más oblicuo hacia afuera y el lado medial disminuye de tamaño.

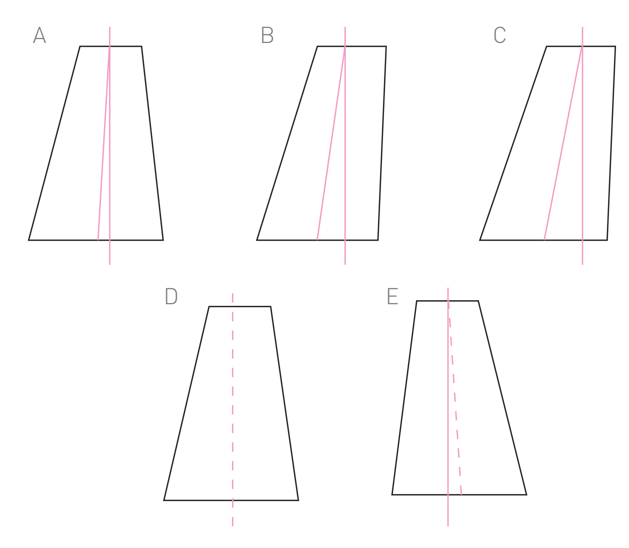


Figura 19-12. **A,** pie normal. **B,** valgo discreto. **C,** valgo importante. **D,** varo discreto. **E,** varo importante.

- Cuando el retropié se encuentra en varo discreto, el trapecio de apoyo es rectangular (figura 19-12*D*), el ángulo se encuentra en menos de 8° o en 0° y ambos lados del trapecio son simétricos.
- Pie con varo importante. El trapecio es asimétrico, pero ahora con el lado interno más oblicuo que el externo, es decir, es la imagen en espejo del trapecio de apoyo de un pie normal (figura 19-12*E*). El ángulo se hace negativo, es decir, se invierte, y se forma en el lado medial del trapecio.

Ángulo de inclinación de la articulación tibioastragalina

Este ángulo se obtiene en la radiografía anteroposterior del pie con apoyo. Está formado por la intersección de una línea tangencial al borde articular de la tróclea astragalina con una línea paralela a la horizontal (figura 19-13). El ángulo mide 5° y es de seno medial, es decir, está en valgo; se trata del valgo fisiológico del retropié.

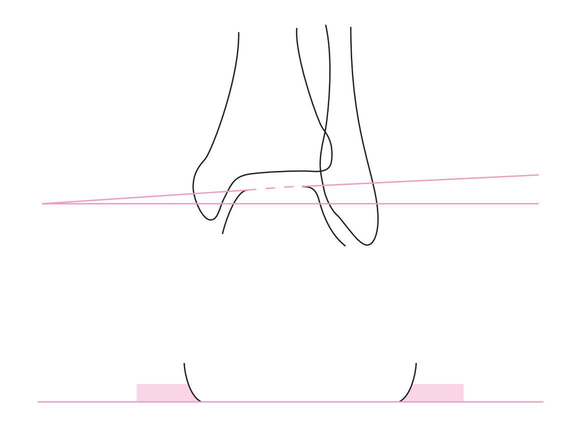


Figura 19-13. Ángulo de inclinación tibioastragalina.

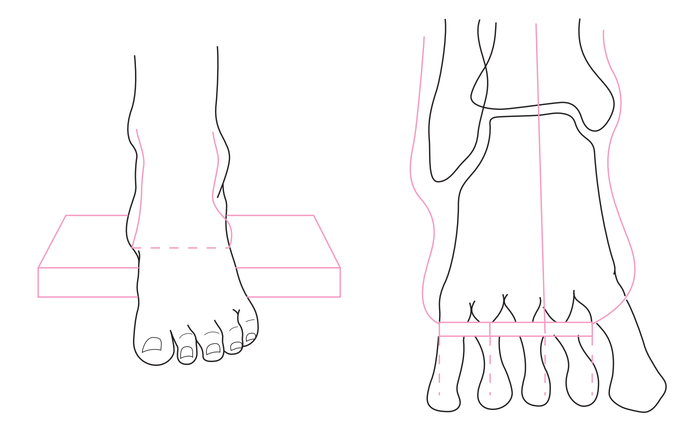


Figura 19-14. Pie en apoyo según Meary.

Pie en apoyo según Meary

En esta proyección, Meary coloca un alambre maleable en la superficie plantar del talón y lo adosa o moldea por los bordes del talón, en sentido proximal y pasando por ambos maléolos (figura 19-14). En seguida se mide la longitud del alambre que se encuentra bajo la carga del talón y se divide en tercios; el eje longitudinal de la tibia, que es oblicuo hacia abajo y hacia adentro, debe pasar por la unión del tercio medial con los dos tercios restantes del alambre bajo carga (figura 19-14). La desviación hacia afuera (sobre los tercios laterales) indica que se trata de un calcáneo en varo (figura 19-15*A*). Cuando el eje diafisario de la tibia pasa en forma medial, es decir, sobre el tercio medial de la superficie de apoyo, el pie (mejor dicho el calcáneo) se encuentra en valgo (figura 19-15*B*).

Otras mediciones de interés en el pie del adulto

Steel y colaboradores (1980) evaluaron radiografías de 41 pares de pies de voluntarios entre 40 y 60 años; realizaron 27 mediciones en la radiografía dorsoplantar con técnica del

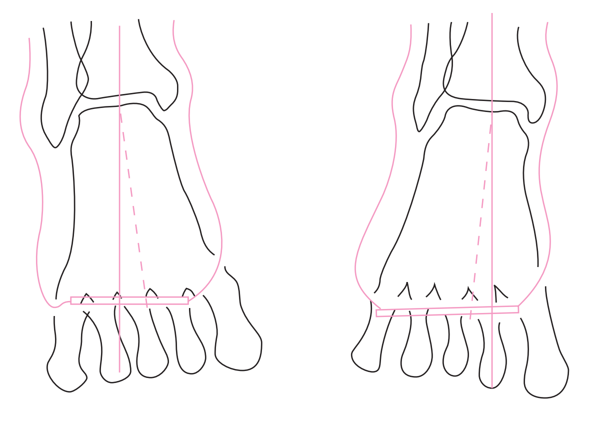


Figura 19-15. **A,** pie calcáneo varo. **B,** pie calcáneo valgo.

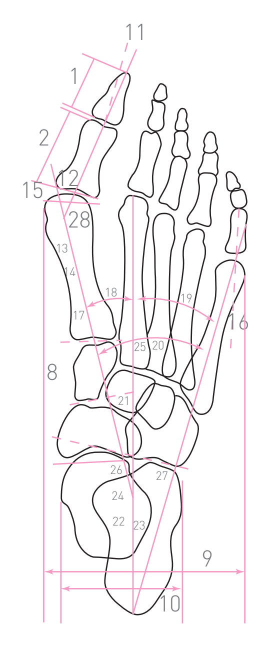


Figura 19-16. Mediciones en la radiografía dorsoplantar. Redibujada de Steel MW. *Radiographic measurements of the normal adult foot*. Foot & Ankle 3:151. 1980.

pie decapitado y 31 mediciones en la radiografía lateral, que se describen en los cuadros 19-1 y 19-2. Ambas mencionan los límites normales (figuras 19-16 y 19-17).

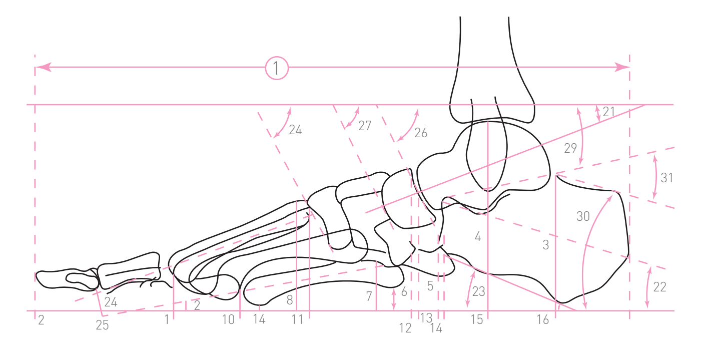


Figura 19-17. Mediciones en la radiografía lateral. Redibujada de Steel MW. *Radiographic measurements of the normal adult foot*. Foot & Ankle 3:151. 1980.

Cuadro 19-1. Mediciones en la radiografía dorsoplantar.

	Medición	Límites normales
1.	Longitud de la falange distal del primer dedo	1.9 a 2.8 cm
2.	Longitud de la falange proximal del primer dedo	2.1 a 3.5 cm
3.	Longitud del primer metatarsiano	5.6 a 7.9 cm
4.	Longitud del segundo metatarsiano	6.7 a 9.3 cm
5.	Longitud del tercer metatarsiano	6.2 a 8.8 cm
6.	Longitud del cuarto metatarsiano	6.3 a 8.4 cm
7.	Longitud del quinto metatarsiano	6.5 a 8.4 cm
8.	Relación primer metatarsiano/primera falange	1 a 1.4
9.	Anchura del antepié (longitud de primera a quinta cabezas metatarsianas)	7.1 a 9.0 cm
10.	Longitud talocalcánea (anchura del retropié)	4 a 5.5 cm
11.	Ángulo interfalángico primero	6 a 24°
12.	Ángulo metatarsofalángico primero	0 a 32°
13.	Ángulo falange proximal/superficie articular proximal	0 a 10°
14.	Ángulo primer metatarsiano/superficie articular distal	0 a 15°
15.	Ángulo de incongruencia	–4 a 24°
16.	Ángulo metatarsofalángico quinto	1 a 21°
17.	Ángulo metatarsiano/superficie articular proximal	0 a 15°
18.	Ángulo intermetatarsiano primero-segundo	4 a 23°
19.	Ángulo intermetatarsiano segundo-quinto	8 a 21°

Cuadro 19-1. Mediciones en la radiografía dorsoplantar. (*continuación*)

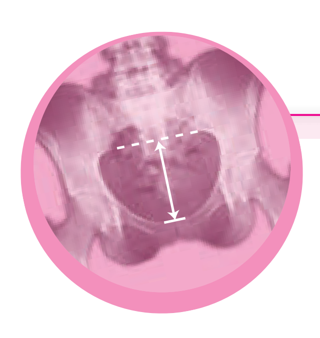
	Medición	Límites normales
20.	Ángulo intermetatarsiano primero-quinto	14 a 35°
21.	Ángulo superficie articular cuneiforme primera-eje diafisario del primer metatarsiano	84 a 122°
22.	Ángulo talometatarsiano 2	6 a 42°
23.	Ángulo calcaneometatarsiano	3 a 35°
24.	Ángulo del retropié	15 a 63°
25.	Ángulo del *pes adductus*	–13 a 13°
26.	Ángulo superficie articular proximal del escafoides-segundo metatarsiano	76 a 107°
27.	Ángulo superficie articular distal del retropié-segundo metatarsiano	44 a 122°

Cuadro 19-2. Mediciones en la radiografía lateral.

	Mediciones	Límites normales
1.	Longitud segundo metatarsiano	6.7 a 9.3 cm
2.	Longitud total del pie	23 a 27.8 cm
3.	Altura del calcáneo	5.8 a 7.5 cm
4.	Altura de la tróclea astragalina	7.3 a 9.5 cm
5.	Altura del cuboides	4 a 6 cm
6.	Altura del escafoides	5.9 a 8.2 cm
7.	Altura de la base del quinto metatarsiano	2.3 a 3.8 cm
8.	Altura de la base del primer metatarsiano	4.3 a 6.6 cm
9.	Longitud calcáneo-extremo distal primer metatarsiano	16.4 a 20 cm
10.	Longitud calcáneo-extremo distal quinto metatarsiano	12.5 a 18.1 cm
11.	Longitud calcáneo-extremo proximal primer metatarsiano	11.6 a 14.5 cm
12.	Longitud calcáneo-extremo proximal quinto metatarsiano	8.1 a 10.7 cm
13.	Longitud calcáneo-superficie proximal del escafoides	7.7 a 10.3 cm
14.	Longitud calcáneo-superficie proximal del cuboides	6.5 a 9.6 cm
15.	Longitud calcáneo-tróclea astragalina	3.6 a 6.7 cm
16.	Longitud calcáneo-máxima altura del calcáneo	2.7 a 5.6 cm
17.	Diferencia calcáneo-superficie articular del cuboides	0.1 a 1.4 cm
18.	Altura calcáneo-tejidos blandos	0.4 a 1.7 cm
19.	Altura cabeza quinto metatarsiano-tejidos blandos	0.1 a 1.6 cm
20.	Altura cabeza primer metatarsiano-tejidos blandos	0.7 a 2.5 cm
21.	Ángulo astrágalo-plano de apoyo	14 a 36°
22.	Ángulo calcáneo-plano de apoyo	15 a 39°
23.	Ángulo de inclinación calcáneo	11 a 38°

Cuadro 19-2. Mediciones en la radiografía lateral. (*continuación*)

	Medición	Límites normales
24.	Ángulo primer metatarsiano-plano de apoyo	16 a 30°
25.	Ángulo quinto metatarsiano-plano de apoyo	7 a 25°
26.	Ángulo superficie articular proximal del escofoides	54 a 74°
27.	Ángulo superficie articular cuneiforme primera	51 a 78°
28.	Ángulo superficie articular proximal primer metatarsiano	55 a 72°
29.	Ángulo superficie anterosuperior del calcáneo	2 a 30°
30.	Ángulo superficie posterosuperior del calcáneo	10 a 35°
31.	Ángulo de Böhler	22 a 48°



Capítulo 20

Pie del niño. Plano horizontal

Las mediciones normales más comunes en la radiografía dorsoplantar del niño (es decir, en el plano horizontal) se refieren a continuación.

Ángulo astragalocalcáneo

Está formado por el eje longitudinal del astrágalo y el del calcáneo (figura 20-1). El eje del astrágalo se continúa con el del primer metatarsiano. El eje del calcáneo pasa por dentro del cuarto metatarsiano, o entre el cuarto y el quinto; también biseca al escafoides. Los ejes de los cuatro últimos metatarsianos son paralelos. El astrágalo y el calcáneo se superponen entre sí en la mitad o en un tercio.

Sus valores normales son de 30 a 50° en el recién nacido, con un promedio de 40°; y de 30° en niños mayores de 5 años. Otros autores mencionan valores de 20 a 40° para el ángulo astragalocalcáneo. En el pie varo, este ángulo mide menos de 20°.

Ángulo astrágalo-primer metatarsiano

Está formado por los ejes longitudinales del astrágalo y el primer metatarsiano. Como ya se mencionó, pueden estar superpuestos normalmente sin formar angulación alguna (0°). Si se toma como cero al eje del primer metatarsiano, en condiciones normales el eje del astrágalo puede estar entre los 0 a 20° en forma medial al eje del metatarsiano; a estos grados se les asigna carácter negativo.

Cuando el eje del astrágalo es lateral al eje del primer metatarsiano, se asigna a estos grados un carácter positivo (figura 20-2). Entre los 4 y 15 años de edad, el ángulo metatarsofalángico del primer radio es de 12° y el ángulo intermetatarsiano es de 7 a 8° .

Plano sagital

En la radiografía lateral se determinan las mediciones que se detallan a continuación.

Ángulo astragalocalcáneo

Lo forman los ejes longitudinales de dichos huesos, con valores normales de 25 a 50°, con un promedio de 45° (figura 20-3). En recién nacidos y niños pequeños, el eje del astrágalo pasa ligeramente por debajo del primer metatarsiano. Después de los 5 años de edad, dicho eje se continúa con el del primer metatarsiano. El eje del astrágalo corta el escafoides en el tercio superior.

Ángulo calcáneo-quinto metatarsiano

Está formado por la intersección de una línea tangencial a la cortical inferior del calcáneo con otra línea tangencial

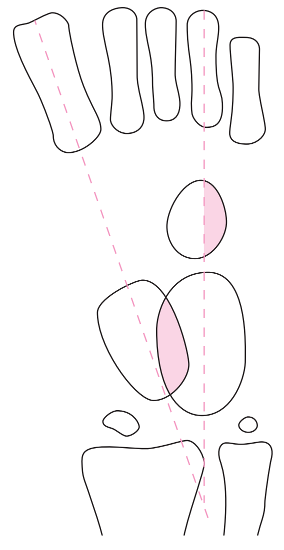


Figura 20-1. Ángulo astragalocalcáneo.

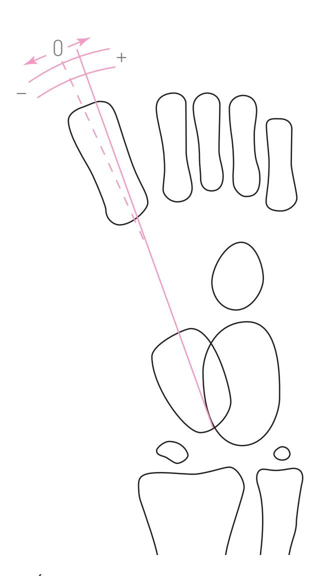


Figura 20-2. Ángulo astrágalo-primer metatarsiano.

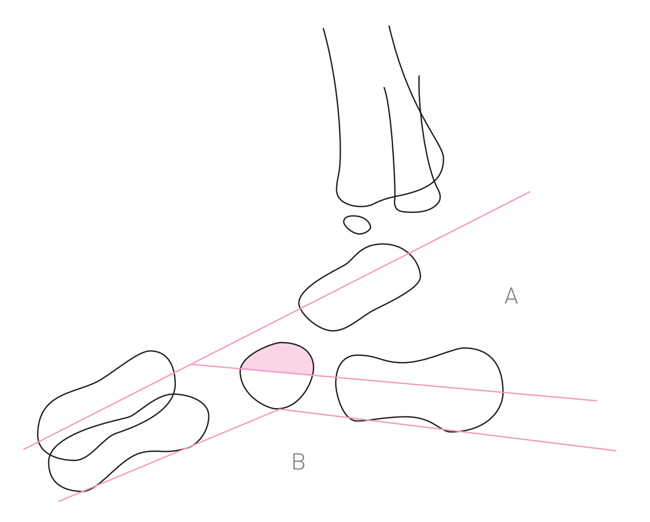


Figura 20-3. **A,** ángulo astragalocalcáneo lateral. **B,** calcá-neo-quinto metatarsiano.

a la cortical inferior del quinto metatarsiano; su valor normal de 150 a 175° (figura 20-3).

Ángulo tibioastragalino

Está formado por la intersección de los ejes longitudinales de la tibia y del astrágalo (figura 20-4). Debe medirse con flexión dorsal y plantar máximas. Con flexión dorsal mide 90° (figura 20-4*A*); con flexión plantar mide 170° (figura 20-4*B*).

Diagnóstico de pie equinovaro

En la radiografía dorsoplantar (figura 20-5*A*) se encuentra: 1) disminución o inversión del ángulo astragalocalcáneo, en ocasiones hasta cero; 2) aumento en la superposición del astrágalo y del calcáneo; 3) que los ejes pasan por fuera del cuarto metatarsiano; 4) que los metatarsianos pierden su paralelismo y convergen hacia afuera y hacia atrás; 5) que el eje del primer metatarsiano y el del astrágalo forman un ángulo anormal, y 6) que el eje del calcáneo no pasa por el cuboides, pues queda en posición medial a dicho eje.

En la radiografía lateral (figura 20-5*B*) se encuentra que hay: 1) disminución del ángulo astragalocalcáneo a menos de 35°; 2) formación de un ángulo entre el eje del astrágalo y el del tercer metatarsiano; 3) ángulo tibioastragalino mayor de 90° (en *equinus*) con máxima dorsiflexión del tobillo, y 4) ángulo que nunca llega a su valor normal (existe una limitación en la flexión plantar) con flexión plantar máxima (figuras 20-5*B*, 20-6*A* y *B*).

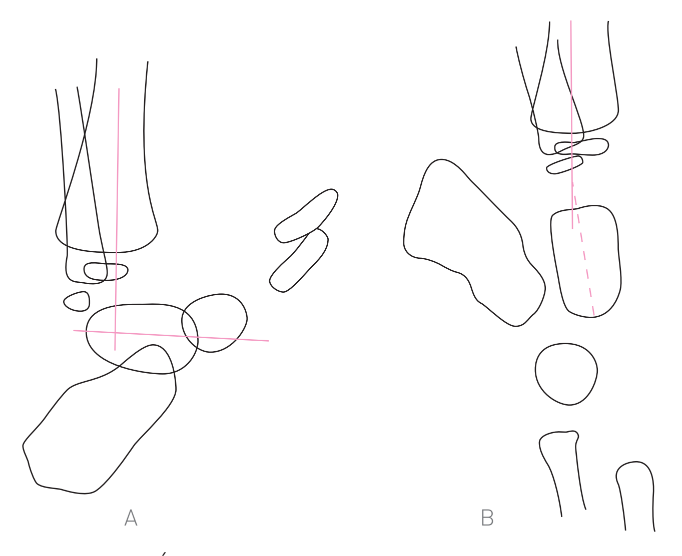


Figura 20-4. Ángulo tibioastragalino. **A,** flexión dorsal. **B,** flexión plantar.

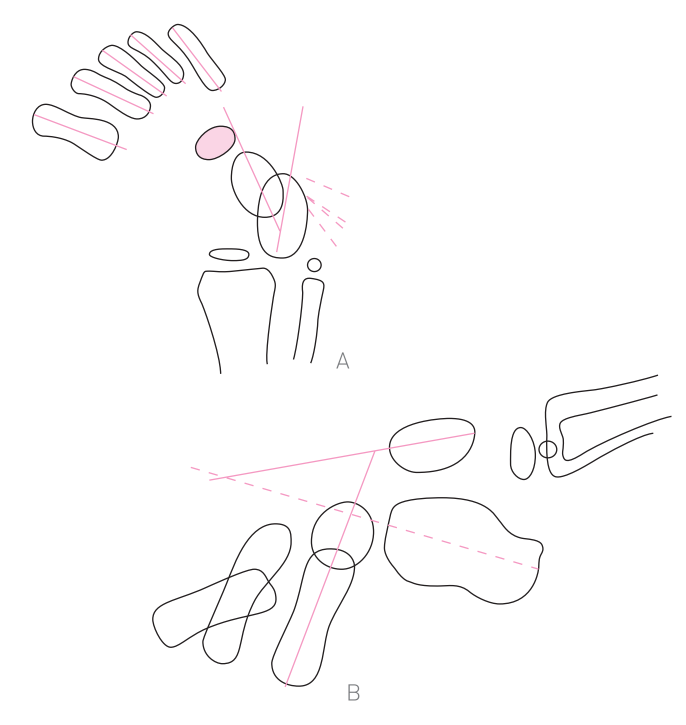


Figura 20-5. Pie equinovaro.

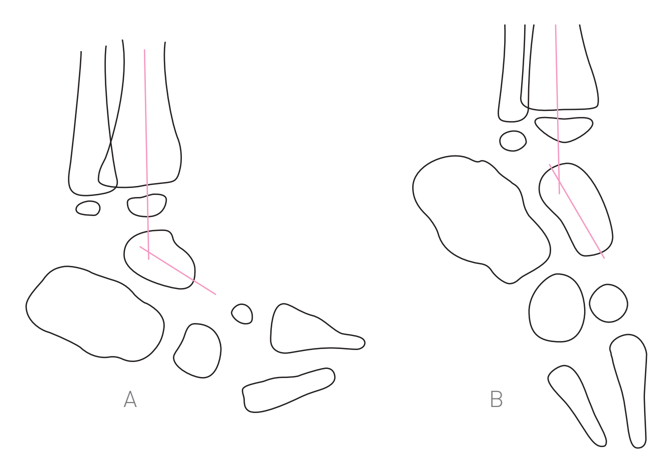


Figura 20-6. Pie equinovaro.

Pie convexo (*rocker-bottom foot*)

Esta deformación se debe a una hipercorrección del *equinus* a expensas de la articulación mediotarsiana. En la radiografía dorsoplantar (figura 20-7*A*) se encuentra que: 1) es aparentemente normal; 2) el eje del astrágalo no pasa por el primer metatarsiano; 3) el cuboides, muy pequeño, parece estar más distal; 4) ángulo astragalocalcáneo disminuido o normal, y 5) antepié en varo o normal.

En la radiografía lateral (figura 20-7*B*) se observa que: 1) el calcáneo se encuentra en equino; 2) el eje del astrágalo no pasa por el primer metatarsiano, por lo que entre ellos se forma un ángulo de seno dorsal, y 3) el ángulo del calcáneo con el quinto metatarsiano se invierte.

Metatarsus varus (adductus)

Deformación del antepié en la que los metatarsianos se colocan en aducción. El borde externo del pie es convexo, mientras que el retropié es normal. En la radiografía dorsoplantar (figura 20-8*A*) se encuentra que: 1) los ejes de todos los metatarsianos convergen por fuera del calcáneo; 2) el ángulo astragalocalcáneo es normal o aumentado, y 3) el eje del astrágalo pasa lateralmente al primer metatarsiano. En la radiografía lateral (figura 20-8*B*) se encuentra que: 1) el ángulo astragalocalcáneo es normal o está aumentado, y 2) el eje del astrágalo no pasa por el primer metatarsiano.

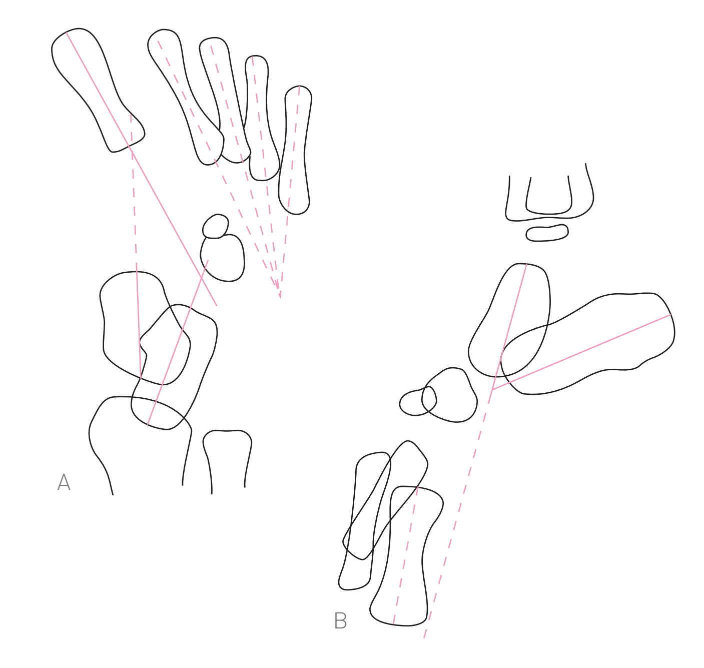


Figura 20-8. *Metatarsus varus adductus.*

Pie *talus* congénito

Deformidad que se presenta *in utero* y se caracteriza por una dorsiflexión máxima del tobillo. La superficie dorsal del pie se pone en contacto con la ventral de la pierna *(pes talus)* o sobre la anteroexterna *(pes talus valgus)*. En la radiografía dorsoplantar (figura 20-9) se encuentra lo siguiente: 1) hay un aumento del ángulo astragalocalcáneo; 2) el eje del calcáneo se prolonga por dentro del primer metatarsiano, y 3) el calcáneo se ubica en posición vertical.

En la radiografía lateral se observa que: 1) el ángulo astragalocalcáneo está aumentado debido a la flexión dorsal del calcáneo; 2) el eje del astrágalo es normal, y 3) el valgo del antepié se deduce por una superposición de los cinco metatarsianos.

Pie convexo congénito

También llamado astrágalo vertical y deformidad de *Rocker-bottom*; es una deformidad muy rara y por lo general se observa como una complicación de pie equinovaro (figu-

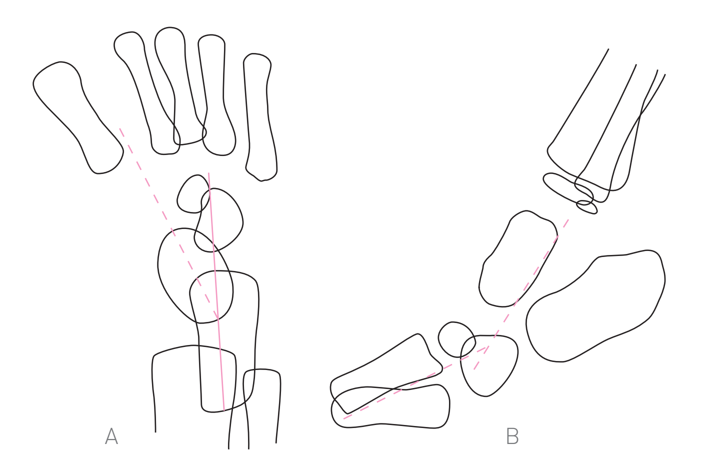


Figura 20-7. Pie convexo.

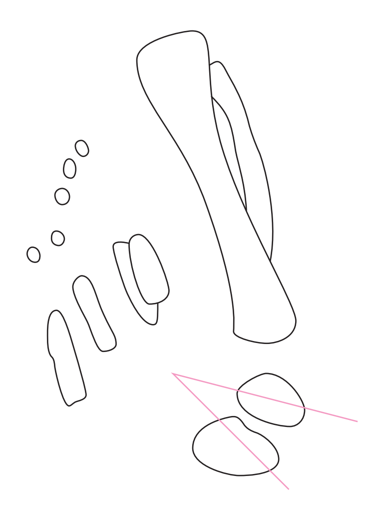


Figura 20-9. Pie *talus* congénito.

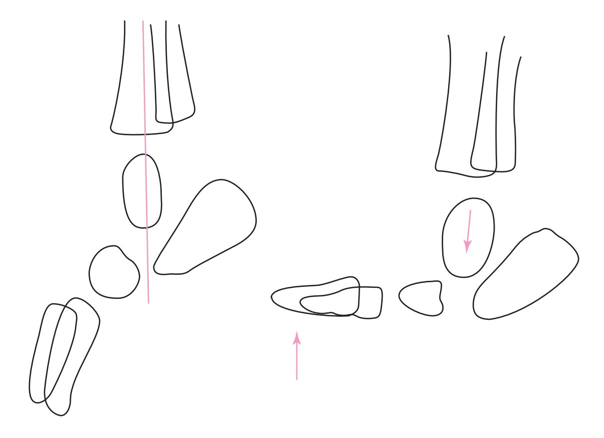


Figura 20-10. Astrágalo vertical.

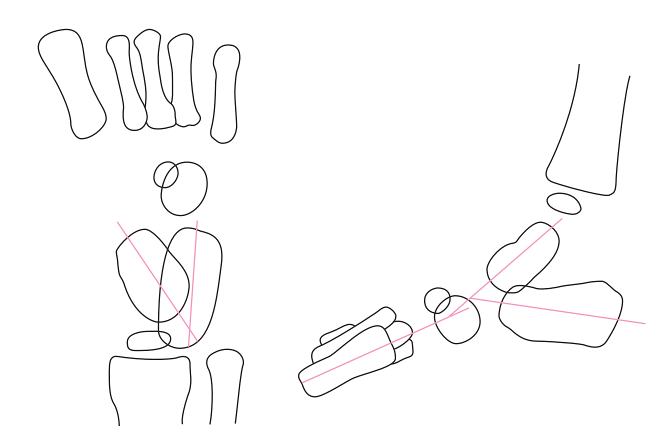


Figura 20-11. *Pes planus.*

ra 20-10). Se caracteriza por un valgo severo del retropié y una abducción del antepié, que se deben a la existencia de una subluxación astragaloscafoidea con posición vertical del astrágalo. Las radiografías muestran al astrágalo en esta posición; éste parece continuarse con el eje longitudinal de la tibia. El calcáneo está en *equinus*.

En la radiografía dorsoplantar se observa que el valgo del antepié se caracteriza por una convergencia de los ejes metatarsianos por dentro del calcáneo.

En la radiografía lateral se encuentra que: 1) el astrágalo está en posición vertical; 2) el calcáneo está en *equinus*; 3) el ángulo astragalocalcáneo está aumentado; 4) hay convergencia de los metatarsianos por dentro del calcáneo, y 5) el ángulo tibioastragalino está más aumentado que en el pie equinovaro.

Pie plano (*pes planus*)

En la radiografía dorsoplantar se observa incremento del ángulo astragalocalcáneo. En la radiografía lateral (figura 20-11): 1) el ángulo astragalocalcáneo está aumentado, y 2) el eje del astrágalo forma un ángulo de seno dorsal con el eje del primer metatarsiano.

Pie cavo (*pes cavus*)

En la radiografía dorsoplantar aparece normal, pero en la radiografía lateral (figura 20-12) el ángulo calcáneo-quinto metatarsiano está aumentado y el eje del astrágalo forma un ángulo de seno plantar con el eje del primer metatarsiano.

Las deformidades del pie del niño (figuras 20-13 y 20-14) se presentan en los cuadros 20-1 y 20-2.

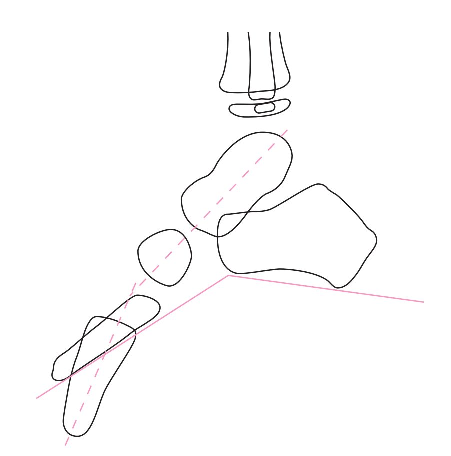


Figura 20-12. *Pes cavus.*

Cuadro 20-1. Deformidades en el pie del niño. Plano sagital.

Plano sagital (incisos de la figura 20-13)	Ángulo astragalocalcáneo	Ángulo astrágalo-primer metatarsiano	Ángulo calcáneo-quinto metatarsiano	Ángulo tibiocalcáneo
Pie normal (*a*)	15 a 50° (agudo)	Ninguno	150 a 175° (obtuso)	10 a 30°
Talipes equinovaro (*b*)	Disminuido o líneas paralelas	Obtuso de vértice superior	Obtuso de vértice inferior (+ 175°)	Obtuso
Pie zambo corregido (*c*) (convexidad plantar)	Disminuido o líneas paralelas	Invertido de vértice inferior	Invertido de vértice inferior	Obtuso
Pie plano valgo (*d*) talipes equinovalgo astrágalo	Aumentado	Obtuso de vértice inferior	Obtuso de vértice superior	Equino en talipes equinovalgo
Metatarsus varus (adductus) (*e*) *pes adductus*	Puede aumentar, aumentado en varo	Primer metatarsiano más alto que el quinto		
Pie cavo (*f*)	Aumentado	Aumentado de vértice superior	Aumentado de vértice superior	

Cuadro 20-2. Deformidades del pie del niño. Plano transversal.

Plano transversal (incisos de la figura 20-13)	Ángulo astragalocalcáneo	Línea divisoria del astrágalo	Línea divisoria del calcáneo	Diáfisis metafisarias
Pie normal (*a*)	Lactantes: 30 a 50° Niños: 15 a 50°	Coincide con la diáfisis del primer metatarsiano	Coincide con la diáfisis del cuarto metatarsiano	Paralelas
Talipes equinovaro (*b*)	Disminuido e invertido	Lateral a la cabeza del primer metatarsiano	Lateral a la cabeza del cuarto metatarsiano	Convergen posteriormente
Pie zambo hipercorregido (*c*)	Disminuido			Antepié normal o en varo residual
Pes planus valgus (*d*)	Aumentado: 58° a partir de los dos años	Medial al primer metatarsiano	Variable	Antepié en abducción
Metatarsus varus adductus (*e*)	Variable cuando el retropié está en varo	Forma un ángulo con el primer metatarsiano	Lateral a la posición normal	Convergen anteriormente. Antepié en aducción
Pes cavus (*f*)	Imagen normal			

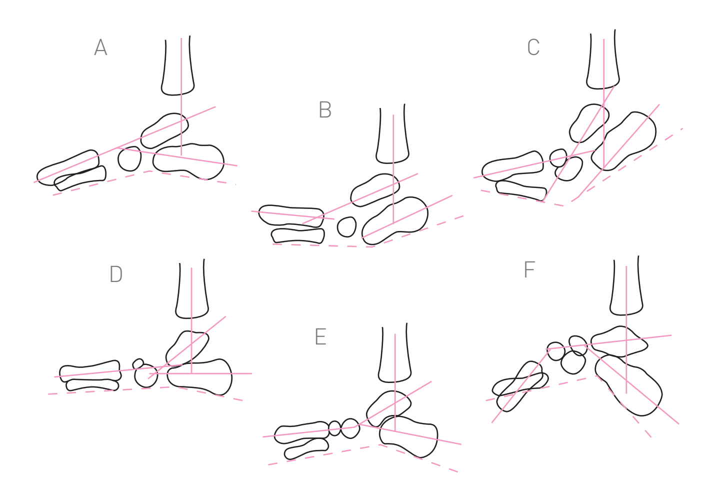


Figura 20-13. Pie normal, plano sagital (compare con el cuadro 20-1).

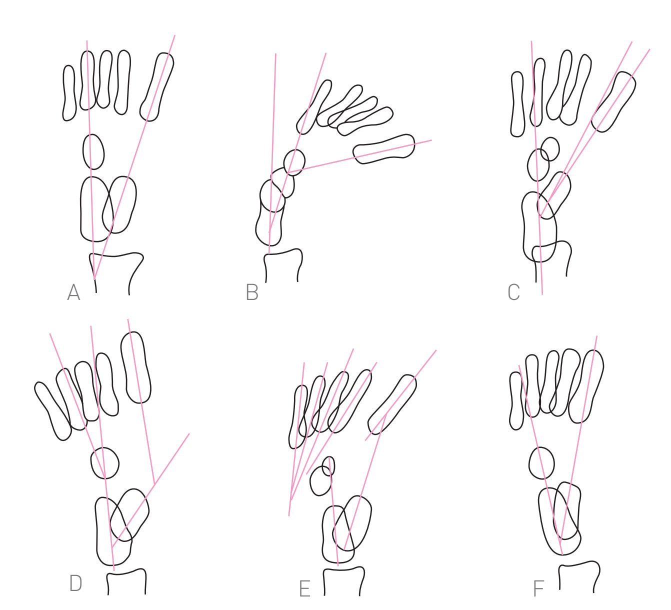


Figura 20-14. Pie normal, plano transversal (compare con el cuadro 20-2).

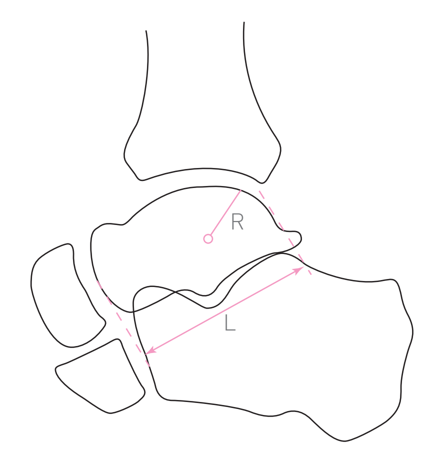


Figura 20-15. Relación R/L.

Otras mediciones de interés

Relación R/L de Hutchins (1985)

Este índice es útil para determinar el aplanamiento de la tróclea astragalina en el talipes equinovaro congénito (figura 20-15). Consiste en medir el radio de curvatura de la tróclea astragalina (R), el cual se divide entre la longitud (L) del astrágalo desde el borde anterior al posterior.

Método de Napiontek (1996)

Método utilizado por este autor para evaluar la dislocación talonavicular en el talipes equinovaro congénito (figura 20-16). En la figura, los ejes del astrágalo (en los planos sagital y horizontal) están marcados como x y x', las líneas discontinuas son paralelas al eje del astrágalo, y A y A' son los centros de la cabeza del astrágalo en ambos planos. O representa la reducción de la astragaloscafoidea (talonavicular).

El desplazamiento talonavicular de grado 1 se presenta cuando el centro de la cabeza del astrágalo queda entre x

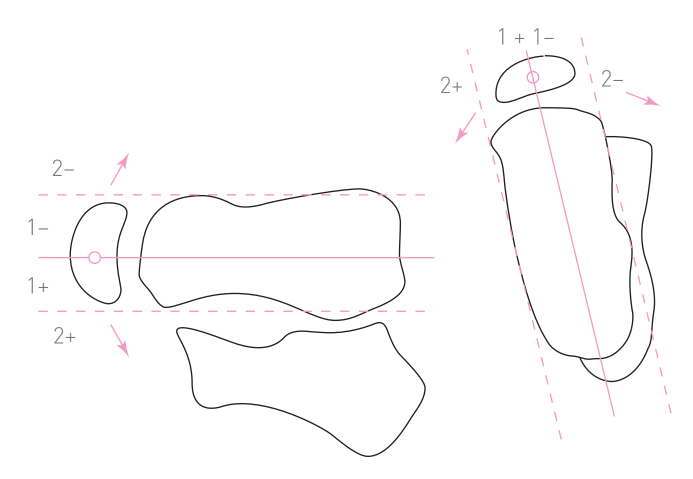


Figura 20-16. Talipes equinovaro. Método de Napiontek.

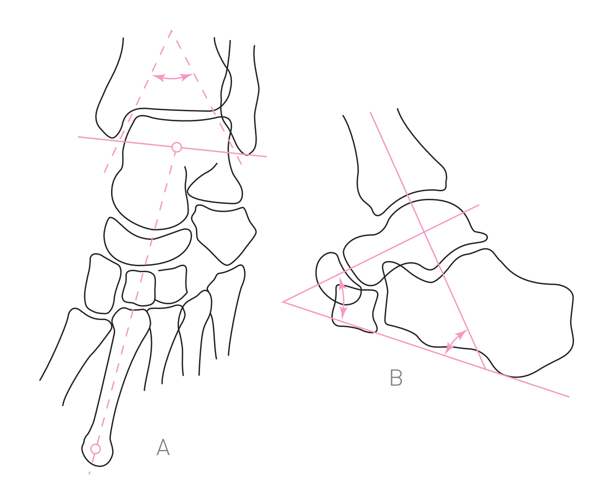


Figura 20-18. Pie equinovaro. Método de Ikeda.

o x' y la línea discontinua correspondiente. La dislocación de grado 2 se presenta cuando el centro de la cabeza del astrágalo se encuentra más allá de la línea discontinua. Se considera positivo (+) al desplazamiento del centro de la cabeza astragalina cuando queda en forma medial (radiografía dorsoplantar) y plantar (radiografía lateral). Por otra parte, se considera al desplazamiento como negativo (−) cuando la cabeza se sitúa en forma lateral o dorsal en las radiografías dorsoplantar y en la lateral, respectivamente.

Deformidad calcaneocuboidea en talipes equinovaro

Método de Thometz y Simons (1993)

Este método se usa para valorar el grado de severidad de la deformidad calcaneocuboidea en el talipes equinovaro congénito (figura 20-17). Se clasifica de grado 0 (normal) cuando el centro del núcleo de osificación del cuboides está inscrito en el eje del calcáneo; de grado +1 cuando existe desalineación porque el centro del núcleo de osificación del cuboides queda entre el eje del calcáneo y una línea dibujada en el borde medial del calcáneo y paralela al eje del mismo hueso; de grado +2 cuando el centro del núcleo de osificación del cuboides queda en posición medial a la línea tangente medial del astrágalo; de grado +3 cuando el cuboides se desplaza en forma proximal con el centro de su núcleo de osificación y éste se encuentra más cercano al centro de osificación del calcáneo.

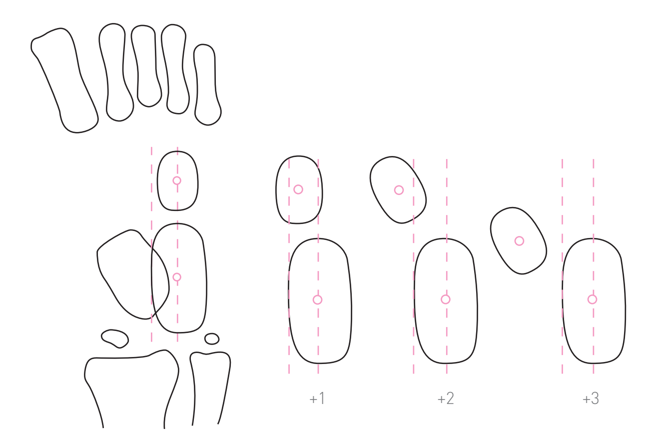


Figura 20-17. Desalineación calcaneocuboidea. Método de Thometz y Simons.

Método de Ikeda (1992)

Se utiliza para evaluar los resultados de un tratamiento personal de Ikeda para el pie equinovaro congénito. Consiste en medir el ángulo astragalocalcáneo (*A*); el ángulo astrágalo-línea bimaleolar (*B*) de 70.18 ± 6.1°; el ángulo calcáneo-línea bimaleolar (*D*) de 83.7 ± 6.1°, y el ángulo segundo metatarsiano-línea bimaleolar (*C*) de 92.5 ± 6.0° en la radiografía dorsoplantar (figura 20-18*A*). En la radiografía lateral (figura 20-18*B*) se miden el ángulo astragalocalcáneo y el tibiocalcáneo con dorsiflexión pasiva del tobillo.

Índice de cobertura de la cabeza del astrágalo

Método de Alman

Alman y colaboradores (1993) utilizaron este índice para valorar la cobertura de la cabeza del astrágalo en relación con el escafoides, tanto en el preoperatorio de la artrodesis subastragalina como en el posoperatorio de la misma (figura 20-19). La zona de la cabeza del astrágalo descubierta se valora al dibujar el eje longitudinal de dicho hueso, el cual se prolonga en sentido distal. Se trazan dos líneas paralelas al eje, tangenciales al borde medial y al lateral de la cabeza del astrágalo; se traza en seguida una línea paralela a las anteriores, que pase por el borde más lateral del escafoides. El porcentaje de área no cubierta de la cabeza del astrágalo por el escafoides se calcula al dividir la distan-

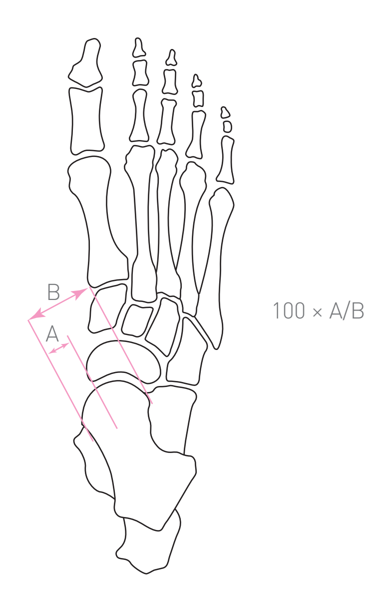


Figura 20-19. Porcentaje de cobertura de la cabeza del astrágalo. Método de Alman.

cia *A* (la comprendida entre el borde lateral del cuboides y el borde lateral del astrágalo) entre la distancia *B* (anchura de la cabeza del astrágalo); el resultado se divide entre 100.

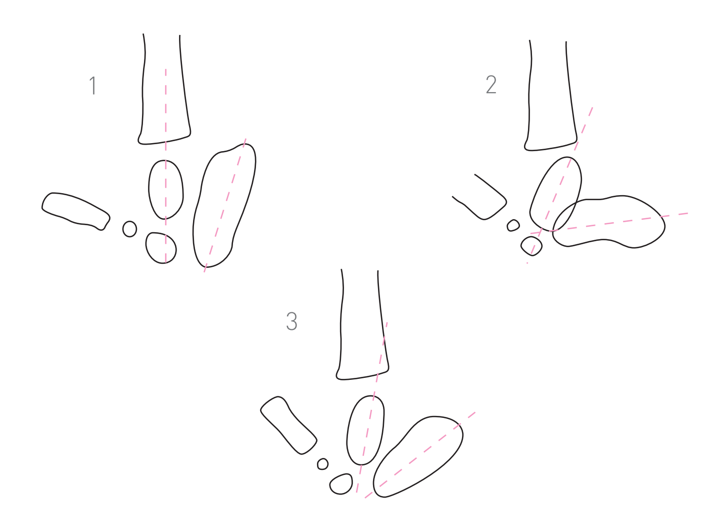


Figura 20-20. Tipos de astrágalo vertical.

Tipos de astrágalo vertical

En el tipo 1 (figura 20-20), el eje del astrágalo es continuación del eje de la tibia; el calcáneo tiende a la posición vertical. En el tipo 2, la posición vertical del astrágalo es menor, su eje no coincide con el de la tibia y no toca a ésta; los ejes del astrágalo y del calcáneo forman un ángulo de 60°. En el tipo 3, el eje del calcáneo cruza la metáfisis distal de la tibia; el calcáneo tiende a la posición vertical.



Figura 20-21. Arcos del tarso.

Arcos del tarso

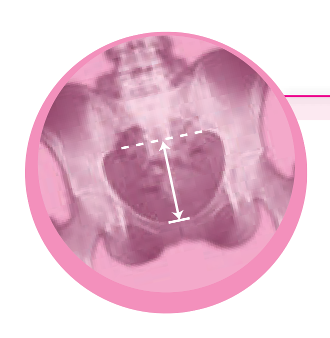
Método de Simons

Este autor (1977) mencionó que en los huesos del tarso existe un arco proximal (semejante a los arcos de Gilula en el carpo), situado entre el astrágalo y el calcáneo en forma proximal y entre el escafoides y el cuboides en forma distal. El arco medio o intermedio está situado entre el escafoides y los huesos cuneiformes; este arco es interrumpido por la presencia del cuboides. El arco distal está situado entre los huesos cuneiformes y el cuboides en forma proximal y entre los metatarsianos en forma distal (figura 20-21).

En el pie en varo del retropié, el ángulo astragalocalcáneo está disminuido, con lo que se produce una subluxación talonavicular. El varo del retropié se manifiesta por el ángulo astragalocalcáneo menor de 15° (figura 20-22). El escafoides, el astrágalo y el calcáneo se mueven en forma medial como una unidad, en bloque, mientras que el escafoides, los cuneiformes y el antepié se trasladan en sentido medial.



Figura 20-22. Ángulo astragalocalcáneo menor de 15°.



Capítulo 21

Relaciones axiles de las extremidades pélvicas

Genu valgum fisiológico

Ángulo formado por la intersección del eje longitudinal o diafisario del fémur con el eje longitudinal de la tibia; mide de 170 a 175°. También se denomina ángulo femorotibial o ángulo *genu valgum* fisiológico (figura 21-1). Si mide menos de 170° se denomina *genu valgum*, y si mide más de 175° se llama *genu varum*. El eje del fémur forma, con la línea articular de la rodilla, un ángulo de 77° que recibe el nombre de ángulo femoral. El eje longitudinal de la tibia forma, con la superficie articular (o con el plano horizontal) de la rodilla, un ángulo de 93° llamado ángulo tibial (figura 21-1).

Eje mecánico del miembro pélvico

Se denomina eje mecánico a la línea imaginaria que une las tres articulaciones del miembro pélvico. Parte del centro de la cabeza del fémur hasta el centro de la articulación del tobillo; en condiciones normales, el centro de la rodilla debe quedar inscrito en dicho eje mecánico (figura 21-2, línea continua). En el plano sagital, la línea recta del eje mecánico también conecta las tres articulaciones (figura 21-3). El eje mecánico forma, con la vertical (figura 21-2, línea de puntos y rayas), un ángulo de 3°; con el eje longitudinal del fémur (línea discontinua) forma un ángulo de 6°; al nivel de la pierna se continúa con el eje longitudinal de la tibia.

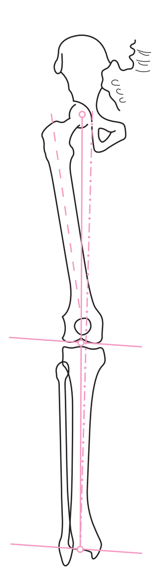


Figura 21-2. Eje mecánico del miembro pélvico y sus relaciones con otros ejes.

El plano horizontal de la rodilla forma un ángulo de 90° con la vertical; un ángulo de 87° con el eje mecánico, y

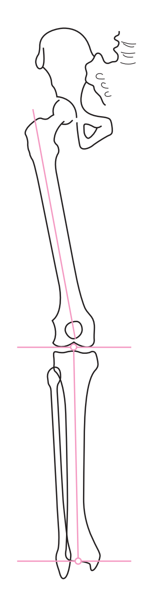


Figura 21-1. *Genu valgum* fisiológico.

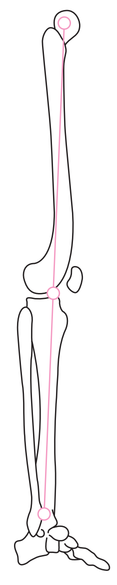


Figura 21-3. Eje mecánico en el plano sagital.

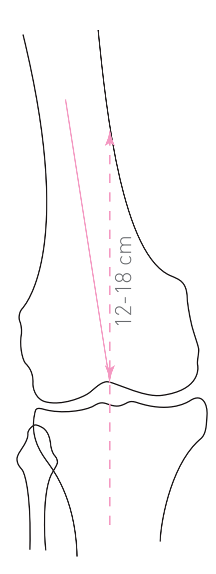


Figura 21-4. El eje mecánico cruza la cortical medial a una distancia de 12 a 18 cm proximales de la articulación de la rodilla.

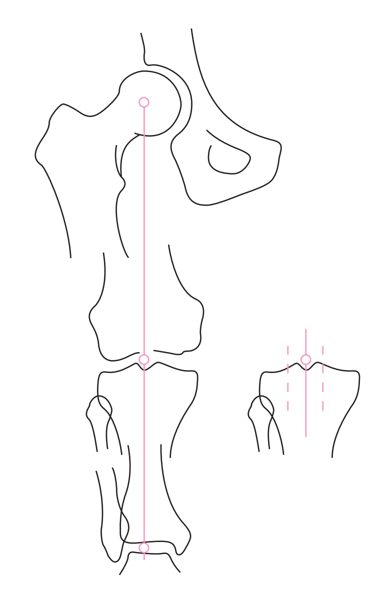


Figura 21-6. Eje mecánico. Método de Herrera.

un ángulo de 81° con el eje del fémur. El eje anatómico del fémur forma un ángulo de 9° con la vertical. El cartílago de crecimiento distal del fémur es paralelo al proximal y distal de la tibia. El cartílago distal del fémur es perpendicular al eje mecánico, pero no al eje diafisario del fémur, con el que forma un ángulo de 85°. Los cartílagos de crecimiento de la tibia, así como las interlíneas articulares de la rodilla y del tobillo, son perpendiculares al eje diafisario de la tibia.

El ángulo de mayor utilidad es el femorotibial, formado por los ejes de dichos huesos; tiene un valor de 175°, aunque por su facilidad práctica se puede medir el ángulo suplementario (5°). El eje mecánico (figura 21-4) cruza la cortical medial del fémur aproximadamente a una distancia de 12 a 18 cm proximales del fondo del surco intercondíleo. El eje diafisario femoral pasa en forma medial al eje de la tibia (figura 21-5). El eje mecánico forma un ángulo de 93.3° con el plano articular distal de la tibia debido a que ésta no es completamente horizontal al eje mecánico o al eje diafisario tibial (figura 21-2).

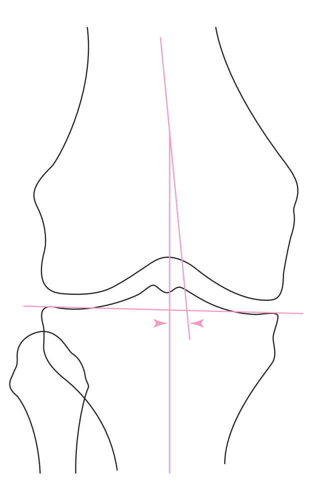


Figura 21-5. El eje de la diáfisis del fémur pasa en forma medial al de la tibia.

Método de Herrera y colaboradores (1977)

Técnica desarrollada en el Hospital de Ortopedia Tlatelolco (IMSS, México). En una radiografía de tres focos (en que aparezcan la cadera, la rodilla y el tobillo) se determina el eje mecánico del miembro pélvico al localizar el centro de la cabeza femoral, así como el centro de la articulación del tobillo, situado convencionalmente en el centro de la anchura de la tróclea astragalina (figura 21-6). Dichos puntos se unen mediante una línea, la cual, en condiciones normales, debe pasar por el centro de la articulación de la rodilla, entre las espinas tibiales. También es normal que dicha línea pase en forma medial o lateral a las espinas tibiales en una distancia no mayor de 10 mm (figura 21-6).

En seguida, se procede a trazar sendas líneas tangenciales a las superficies articulares, tanto a la proximal como a la distal de la tibia; se aprecia que ambas son paralelas entre sí o que forman, en condiciones normales, un ángulo de un máximo de 5° de vértice medial (figura 21-7). Para facilitar esta última medición, se transporta o proyecta la línea articular del tobillo en sentido proximal para hacer que se cruce con la línea articular de la rodilla. Con este método se puede establecer si el eje mecánico es normal o si existe un *genu valgum* o *varum*.

Relación del eje mecánico normal con el ángulo femorotibial

Cuando el ángulo femorotibial (o ángulo del *genu valgum*) mide de 173 a 177° (normal), el eje mecánico pasa por el centro de la articulación de la rodilla, entre las espinas

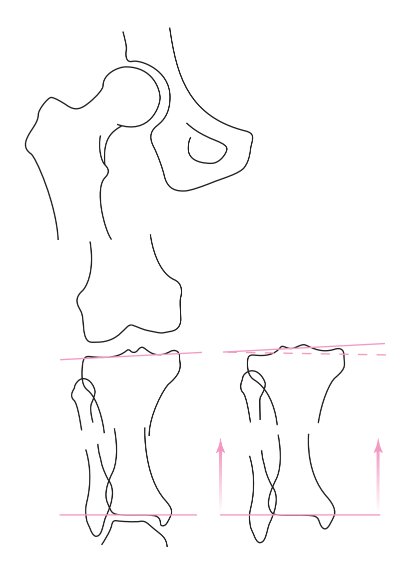


Figura 21-7. Eje mecánico. Método de Herrera.

tibiales. Se considera normal que dicho eje mecánico pase a 10 mm como máximo, en forma medial o lateral, de las espinas tibiales. Las líneas articulares proximal y distal de la tibia son paralelas o pueden formar un ángulo de vértice medial de 5° como máximo.

Genu valgum patológico

Cuando el ángulo femorotibial es menor de 173° (*genu valgum* patológico), el eje mecánico se desvía lateralmente a las espinas tibiales en más de 10 mm. El *genu valgum* de origen femoral se caracteriza por: 1) un ángulo femorotibial menor de 173°; 2) un eje mecánico lateral mayor de 10 mm; 3) la línea del espacio articular, que es oblicua con la horizontal y forma un ángulo de vértice medial, y 4) las líneas tangenciales a las superficies articulares, que son paralelas o con un ángulo de vértice medial no mayor de 5°.

El *genu valgum* de origen tibial se caracteriza por: 1) un ángulo femorotibial menor de 173°; 2) un eje mecánico desalojado lateralmente en más de 10 mm, y 3) las líneas articulares tibiales, que son paralelas o forman un ángulo de vértice lateral mayor de 5°.

Genu varum

Se habla de un *genu varum* cuando el ángulo femorotibial es mayor de 177° y el eje mecánico pasa en forma medial a las espinas de la tibia a más de 10 mm. El *genu varum* de origen femoral se caracteriza por: 1) un ángulo femorotibial mayor de 177°; 2) un eje mecánico medial mayor de 10 mm; 3) paralelismo entre las líneas articulares tibiales, y 4) oblicuidad de la línea articular con el plano horizontal, que forma un ángulo de vértice medial no mayor de 5°.

El *genu varum* de origen tibial se caracteriza por: 1) un ángulo femorotibial mayor de 177°; 2) un eje mecánico que se encuentra desplazado en forma medial a más de 10 mm de las espinas tibiales, y 3) líneas articulares de la tibia que forman un ángulo de vértice medial de más de 5°.

Causas de *genu varum*

- Coxa vara.
- Hiperplasia del cóndilo lateral del fémur.
- Hiperplasia del cóndilo lateral de la tibia.
- Hiperplasia del cóndilo medial del fémur.
- Hiperplasia del cóndilo medial de la tibia.
- Tibia vara.
- Consolidación en varo de fracturas del fémur o la tibia.
- Anquilosis o artrodesis en varo de la rodilla.
- Anquilosis o artrodesis en abducción de la cadera.
- Laxitud o rotura del ligamento lateral de la rodilla.
- Contractura de los músculos aductores de la cadera.
- Hipotonía del abductor medio de la cadera.

Causas de *genu valgum*

- Coxa valga.
- Hiperplasia del cóndilo lateral del fémur.
- Hiperplasia del cóndilo lateral de la tibia.
- Hiperplasia del cóndilo medial del fémur.
- Hiperplasia del cóndilo medial de la tibia.
- Tibia valga.
- Consolidación en valgo de fracturas del fémur o la tibia.
- Anquilosis o artrodesis en valgo de la rodilla.
- Laxitud o rotura del ligamento medial de la rodilla.
- Contractura del abductor medio de la cadera.

Métodos de Moreland para localizar el centro de la rodilla y del tobillo

Moreland y colaboradores (1987) mencionaron cinco métodos para localizar el centro de la articulación de la rodilla

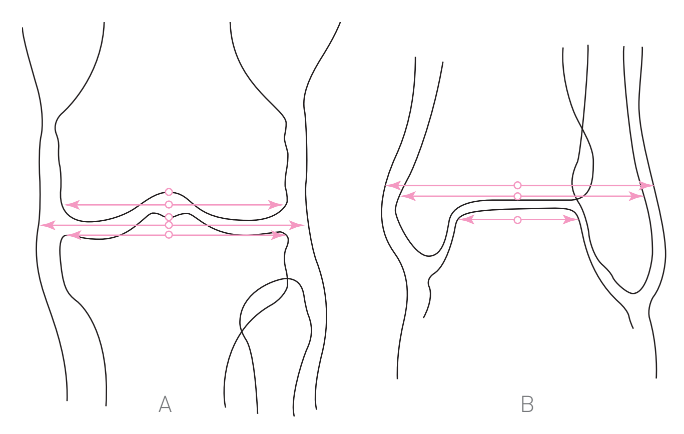


Figura 21-8. **A,** métodos para determinar el centro de la rodilla. **B,** métodos para determinar el centro del tobillo.

(figura 21-8*A*): 1) fondo del surco intercondíleo; 2) mitad de la anchura de los cóndilos femorales; 3) centro de las espinas tibiales; 4) mitad de la anchura total de las rodillas (con partes blandas), y 5) mitad de la anchura de la tibia.

Se puede observar que, a excepción de este último método, los demás centros se encuentran alineados. Para localizar el centro del tobillo se utilizan tres métodos (figura 21-8*B*): 1) anchura total del tobillo (incluidas las partes blandas); 2) anchura de ambos huesos del tobillo, y 3) mitad de la polea astragalina. Estos tres puntos se encuentran perfectamente alineados.

Moreland y colaboradores (1987) utilizaron dos métodos para determinar y medir el eje mecánico del fémur (figura 21-9). El centro 1 de la diáfisis femoral consiste en localizar el centro del diámetro transversal del fémur en el tercio proximal; en seguida, desde este centro se traza una línea llamada eje mecánico del fémur, que, al prolongarse al centro de la rodilla, da lugar al eje anatómico femoral 1. Este eje, en la región de la metáfisis distal del fémur, pasa discretamente por el lado lateral del fémur.

El centro 2 se sitúa a 10 cm proximales de la superficie articular de la rodilla, en la mitad de la anchura de la diáfisis del fémur. Después de ubicarlo, se procede a unirlo mediante una línea con el centro 1, lo que constituye el eje anatómico femoral 2.

De esta manera, los autores determinan los siguientes ángulos:

1) Ángulo *A*. Está formado por la intersección del eje mecánico femoral con el eje de la tibia (figura 21-9); se mide en forma medial. Si el ángulo *A* es de 180°, el eje mecánico se considera alineado (o de 0°); si el eje es menor de 180°, la alineación de la extremidad es en varo; si el ángulo mide más de 180°, la extremidad se alinea en valgo.

Cuadro 21-1. Valores normales promedio de los ángulos de Moreland.

Ángulo	Rodilla derecha	Rodilla izquierda
A	178.5	178.9
B	93.0	92.6
C	5.8	6.0
D	4.0	4.1
E	90.7	89.6

2) Ángulo *B*. Está formado por el eje transverso de la tibia y su intersección con el eje mecánico.
3) Ángulo *C*. Representa el ángulo fisiológico 2, formado por la intersección del eje mecánico del fémur con el eje anatómico femoral 1.
4) Ángulo *D*. Representa el ángulo 1 del valgo fisiológico *D*, formado por la intersección del eje anatómico del fémur con el eje mecánico femoral.
5) Ángulo *E*. Está formado por la intersección del eje mecánico de la tibia con el plano articular del tobillo. Los valores normales para estos ángulos encontrados por Moreland en 25 rodillas aparecen en el cuadro 21-1.

Es posible medir el desplazamiento en varo de una rodilla en milímetros (figura 21-10), lo que refleja la magnitud de la tensión efectuada por la desviación de la carga. La distancia que va del vértice del trocánter mayor al centro de la cabeza femoral mide aproximadamente 90° (figura 21-11) con el eje mecánico. Chao y colaboradores (1994) estudiaron a 127 voluntarios normales y encontraron un valor de 91.5° en varo ± 4.6 en mujeres jóvenes y 92.7° en varo ± 4.9 en mujeres ancianas.

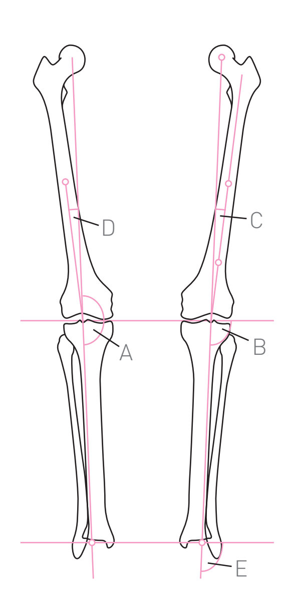


Figura 21-9. Método de Moreland.

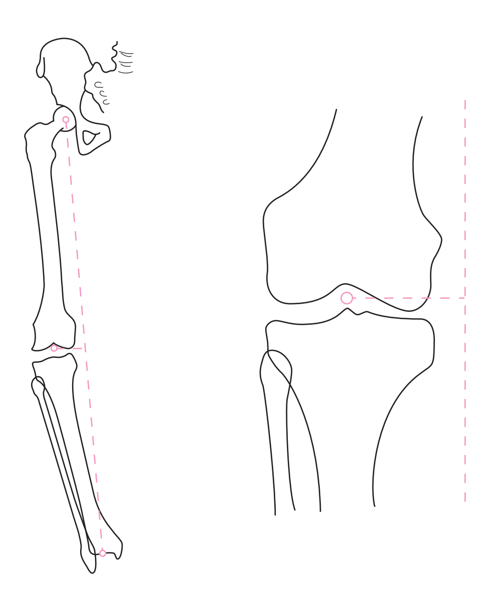


Figura 21-10. Desplazamiento del centro de la rodilla.

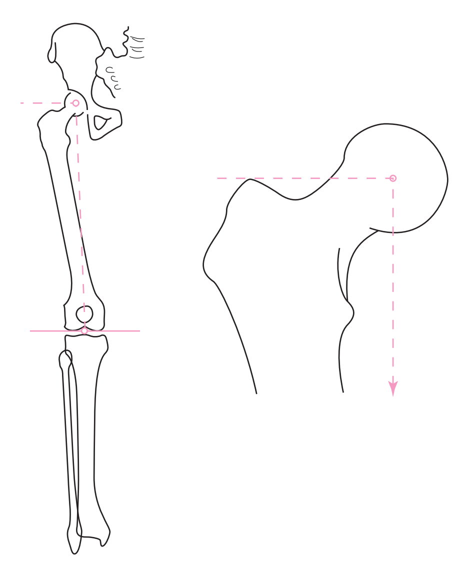


Figura 21-11. Distancia del vértice del trocánter mayor al centro de la cabeza femoral.

Desigualdad en la longitud de miembros pélvicos

Son varios los métodos radiográficos que se utilizan para medir la longitud de las extremidades pélvicas. Corresponde a Hickey el haber utilizado por primera vez (1924) un chasis de 28 por 34 pulgadas para radiografiar, en un solo disparo de rayos X, los miembros pélvicos.

Telerradiografía

Es el método de Hickey. Se basa en una radiografía de los miembros pélvicos completos mediante una placa radiográfica muy grande (28 por 34 pulgadas), con el tubo emisor de rayos X a 180 cm de distancia (telerradiografía). Los inconvenientes de este método consisten en que se requiere un chasis muy grande, se emiten grandes cantidades de rayos X y se obtienen zonas de mucha o de poca penetración de rayos X en la radiografía debido a diferencias en grosor de los tejidos blandos a lo largo de las extremidades.

Escanografía

Ideada por Milwee en 1937, consiste en utilizar un pequeño haz de rayos X movible a lo largo de las extremidades pélvicas, con los mismos errores y dificultades del método de Hickey.

Ortorradiografía

Iniciada por Green en 1946 y modificada posteriormente por varios autores (principalmente por Taillard en 1959), con esta técnica, los huesos largos no son radiografiados en su extensión total, sino únicamente al nivel de sus extremos; es decir, en la cadera y en la rodilla para el fémur, y en la rodilla y en el tobillo para la tibia, lo que implica la omisión de las diáfisis (figura 21-12). Este método se basa en el teorema de que si a dos longitudes iguales o desiguales se les resta una longitud conocida, la igualdad o diferencia entre ellas no se altera y se conserva la misma proporción.

Se efectúan seis tomas radiográficas: dos en las caderas, dos en las rodillas y dos en los tobillos. Previamente se coloca una regla radiopaca metálica en cada lado de las extremidades pélvicas. Otros autores efectúan sólo tres tomas radiográficas, una para ambas caderas, una para las rodillas y una para ambos tobillos.

Los puntos de referencia para medir la longitud de los huesos son el borde superior de la cabeza femoral, el borde más inferior del cóndilo medial del fémur, la eminencia intercondílea de la tibia y el borde inferior de la tibia al nivel de su articulación con el tobillo. De esta forma se puede medir la longitud de cada fémur, de cada tibia y de cada extremidad (figura 21-12).

Para evitar factores de error es necesario que, en primer lugar, el haz de rayos X esté bien centrado en cada foco, que no existan contracturas (o flexiones, en su caso) en flexión de las caderas o de las rodillas y, por último, que el paciente no se mueva durante el procedimiento.

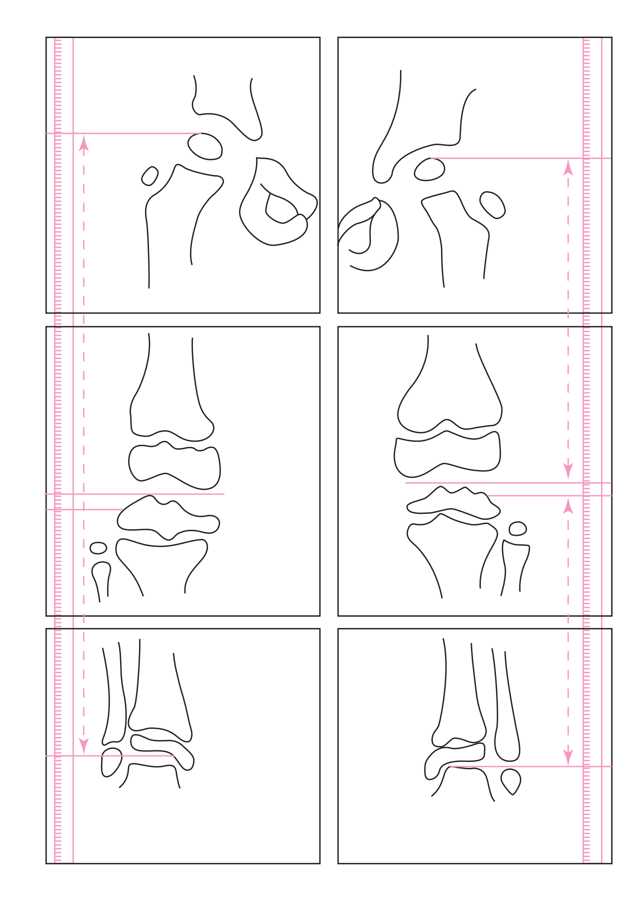


Figura 21-12. Radiometría u ortorradiografía de miembros pélvicos.

Repercusiones biomecánicas de la discrepancia en longitud de los miembros pélvicos

Las principales repercusiones son la oblicuidad pélvica, los cambios en el ángulo *C-E* de la cadera y la escoliosis. El acortamiento de una extremidad pélvica produce basculación de la pelvis hacia el lado afectado, así como una escoliosis compensadora de la columna lumbar. Otra consecuencia de la basculación de la pelvis es la disminución de la cobertura de la cadera en el lado acortado, es decir, la disminución del ángulo *C-E* de Wiberg y su aumento del lado opuesto (figura 21-13).

Oblicuidad pélvica

La oblicuidad (llamada también inclinación o basculación de la pelvis) se produce hacia el lado de la extremidad pélvica más corta. Los métodos para la medición de la basculación de la pelvis se describen en el capítulo correspondiente.

Cambios en el ángulo *C-E* de Wiberg

Cuando se produce una inclinación pélvica, aumenta la cobertura de la cabeza femoral (por el acetábulo) en el lado inclinado, es decir, en el lado de la extremidad pélvica más corta. En el lado opuesto sucede lo contrario, esto es, disminuye la cobertura de la cabeza femoral (figura 21-14). Morscher lo demuestra con la siguiente fórmula (figura 21-13):

$$\text{sen} = D/H: 2/25 = 1.008 = 4\tfrac{1}{2}$$

en donde *H* es la distancia entre los centros de las cabezas femorales (línea discontinua) y *D* es la distancia desde el centro de la cabeza del fémur más alto hasta la horizontal que pasa por el centro de la cabeza del fémur más corto y que representa la cantidad de acortamiento.

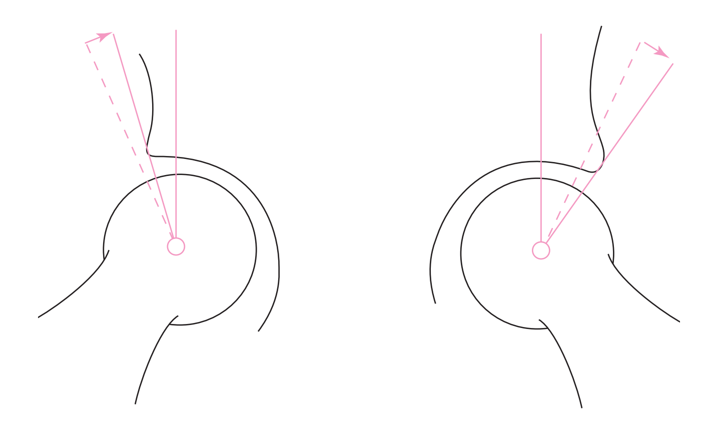


Figura 21-13. El ángulo *C-E* en el acortamiento de un miembro pélvico.

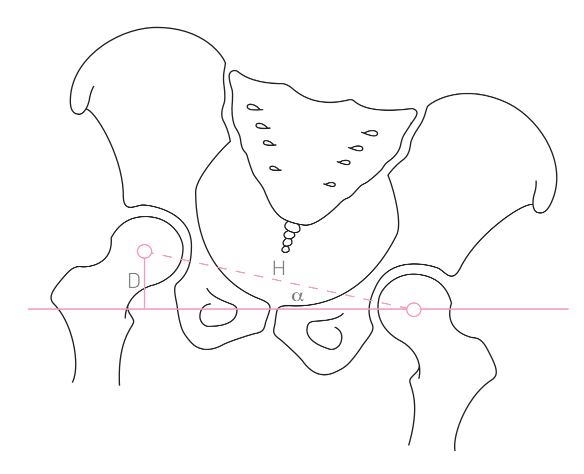


Figura 21-14. Método de Morscher.

Si la distancia entre ambos centros femorales es de 25 cm (*H*) y la diferencia de longitud es de 2 cm (*D*), se produce una disminución de 4.5° de cobertura en el lado acortado y un aumento de 4.5° en el lado más largo (figura 21-6). Krakovitz elaboró el cuadro 21-2 para correlacionar el acortamiento de una extremidad con la disminución del ángulo *C-E* de la otra extremidad.

Escoliosis

El acortamiento de una extremidad con la consiguiente basculación de la pelvis produce una escoliosis compensadora, con predominio en la región lumbar, por lo general con la convexidad de la curva hacia el lado acortado. Los métodos radiográficos para la medición de la escoliosis se describen en el capítulo correspondiente.

Cuadro 21-2. Correlación del acortamiento de una extremidad con la disminución del ángulo *C-E* de la otra extremidad de Krakovitz.

Extremidad acortada (cm)	Disminución del ángulo *C-E* de la otra extremidad
1	2.3
2	4.6
3	6.8
4	9.1
5	11.3
6	13.5
7	15.6
8	17.7
9	19.8
10	20.9

Torsión femoral

Se define a la torsión como la rotación que sufre un hueso largo sobre su eje longitudinal por etiología congénita, degenerativa o postraumática.

En la torsión femoral, el extremo distal del fémur se encuentra fijo, sin alteraciones, mientras que el extremo proximal sufre la rotación sobre su eje longitudinal o diafisario, lo que afecta al cuello femoral. Si la torsión es en sentido ventral, se produce anteversión o antetorsión del cuello femoral, mientras que la torsión posterior o dorsal produce retroversión o retrotorsión del cuello femoral. La torsión femoral es la torsión anterior exagerada del cuello femoral. Ocurre con mayor frecuencia en niñas que en niños (en una proporción de dos a uno), y produce la rotación medial de la extremidad pélvica con actitud de aducción del pie *(toeing-in)*.

Son muchos los métodos radiográficos para medir la torsión proximal del fémur; los más útiles son los de Dunn, Dunlap, Hollister, Magilligan, Shands y Steele, entre otros.

Método de Shands y Steele

Shands y Steele efectuaron la medición de la torsión femoral en niños normales y determinaron que es de 39° en niños de 3 meses y de 31° en niños de 1 a 2 años. A partir de esta edad (2 años), el ángulo disminuye 1 a 2° cada 2 años hasta llegar a los 10, en que se estabiliza en 24°. De los 14 a los 16 años disminuye de 21 a 16°.

Torsión tibial

En la torsión tibial, es el extremo distal de la tibia el que sufre torsión sobre su eje longitudinal; ésta puede ser en sentido medial, lo que produce torsión tibial medial, o en sentido lateral, lo que provoca torsión tibial lateral.

Método de Hutter y Scott (1949)

Se coloca al paciente sentado, con las rodillas en flexión de 90°, el borde medial de ambos pies paralelos entre sí y éstos paralelos al borde medial de los muslos. Con el tubo de rayos X colocado sobre las rodillas (es decir, paralelo al eje de las tibias), se obtiene una radiografía dorsoplantar de los pies y de los maléolos. Se procede a trazar entre ambos pies una línea en sentido sagital, llamada línea sagital, que es paralela al borde medial de ambos pies y perpendicular al borde superior de la placa radiográfica, que representa al eje articular de la rodilla (figura 21-15). La línea que representa el borde articular de la rodilla recibe el nombre de línea de la rodilla. El ángulo formado por la línea de la rodilla y la línea sagital es de 90° y recibe el nombre de ángulo beta.

Se procede a trazar (en cada pie) una línea que una el vértice de ambos maléolos, la cual se denomina línea bimaleolar. La intersección de la línea bimaleolar con la línea sagital forma (en cada pie) el ángulo alfa o ángulo maleolar. Si se resta el ángulo beta al ángulo alfa, se obtiene la medición de la torsión tibial:

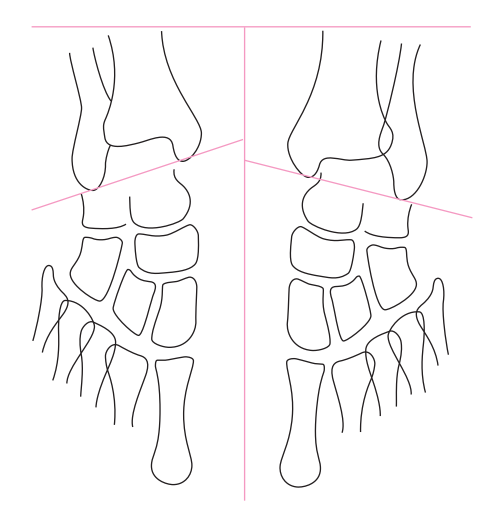


Figura 21-15. Método de Hutter y Scott.

$$\alpha - \beta = \text{ángulo de torsión tibial}$$

En la torsión tibial interna, los ángulos se califican como positivos, mientras que en la torsión tibial externa los ángulos son calificados como negativos.

Cuando la línea bimaleolar es perpendicular a la línea sagital, forman un ángulo alfa de 90°, con lo que se tiene:

$$\text{á} - \text{à} = 90 - 90 = 0°$$

donde *á* = 90° y *à* = 90°, lo que equivale a un tobillo sin torsión tibial (figura 21-16*B*).

Cuando el ángulo alfa disminuye, se trata de una torsión tibial interna y sus valores angulares son negativos (figura 21-16*A*). Si el ángulo alfa aumenta, se trata entonces

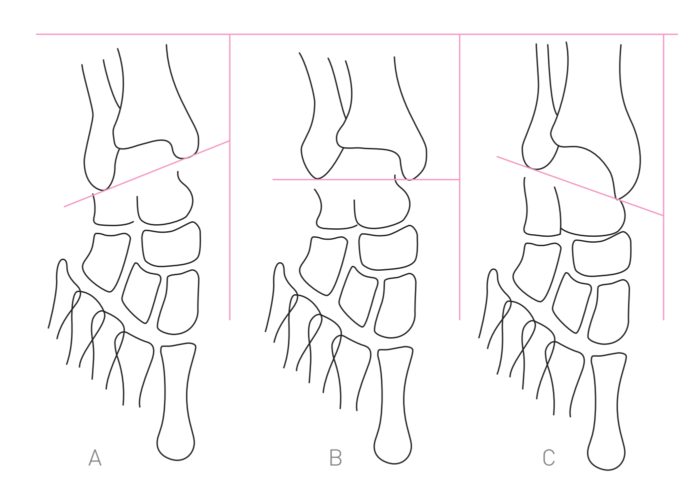


Figura 21-16. Método de Hutter y Scott. **A,** torsión tibial interna. **B,** sin torsión tibial. **C,** torsión tibial externa.

de una torsión tibial externa y sus ángulos son positivos (figura 10-16*C*).

Método de Aguilar (1970)

Desarrollado en el servicio de Ortopedia del Hospital de Pediatría del Centro Médico Nacional (IMSS, México), se basa en el hecho de que la tibia y el peroné están inscritos en un plano oblicuo al frontal. Es erróneo considerar sólo al extremo proximal de la tibia situado en el plano frontal y a los extremos distales de dichos huesos inscritos en un plano oblicuo (plano bimaleolar). Esta disposición de los huesos (paralelos entre sí) hace que en una radiografía anteroposterior de la pierna se superponga la cabeza del peroné y el maléolo peroneo a la tibia, por encontrarse el primer hueso por detrás del segundo. Estas imágenes superpuestas son de forma triangular y la distal corresponde a la sombra tibioperonea de Merle D'Aubigné.

Si se toman radiografías con el tubo de rayos X oblicuo a 10, 20 y 30° en sentido lateral, se observa que:

- A 10° disminuyen las superficies articulares de superposición.
- A 20° desaparece la superposición, pero hay contacto de las corticales de ambos huesos.
- A 30° se encuentran ambos huesos completamente separados, por lo que dicha separación es susceptible de ser medida en milímetros (figura 21-17).

En la radiografía anteroposterior de un paciente con torsión tibial interna se encontrará la superposición tibioperonea proximal normal; la distal se encontrará ausente, es decir, con separación o diastasis; mientras que si a esa misma pierna se le toma una radiografía con 30° de oblicuidad medial, se abrirá la superposición tibioperonea proximal y la distal se cerrará (figura 21-18). El espacio interóseo (interarticular) tibioperoneo proximal y distal mide normalmente 4 mm desde los 6 meses de edad y disminuye a 2 mm a partir de los 7 años.

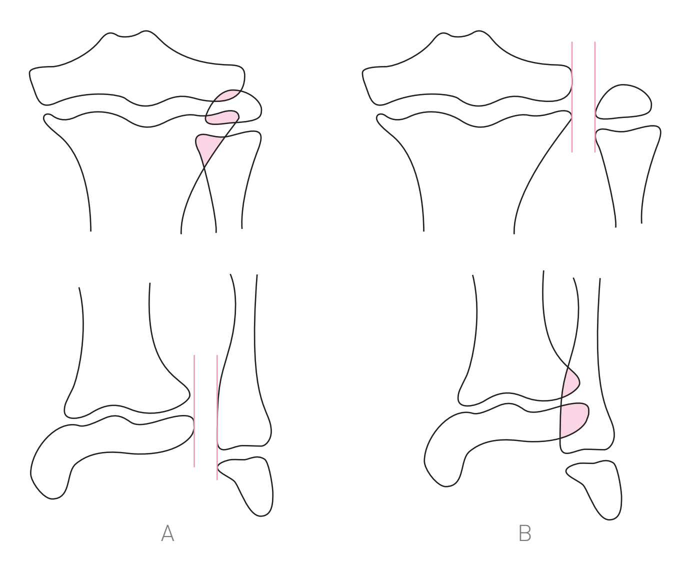


Figura 21-18. Método de Aguilar. **A,** torsión tibial interna. **B,** torsión tibial interna.

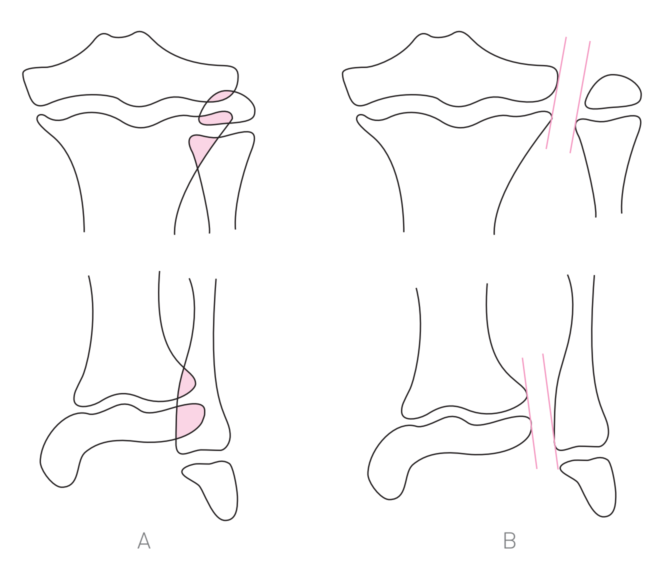


Figura 21-17. Método de Aguilar. **A,** normal. **B,** radiografía con rayo inclinado en 30° laterales.

Otras mediciones angulares de las extremidades pélvicas

Método de Tetsworth y Paley

Tetsworth y Paley (1994) mencionaron que el eje transverso de la rodilla está formado por una línea que pasa en forma tangencial al borde inferior de los cóndilos femorales (figura 21-19). La intersección del eje mecánico del fémur

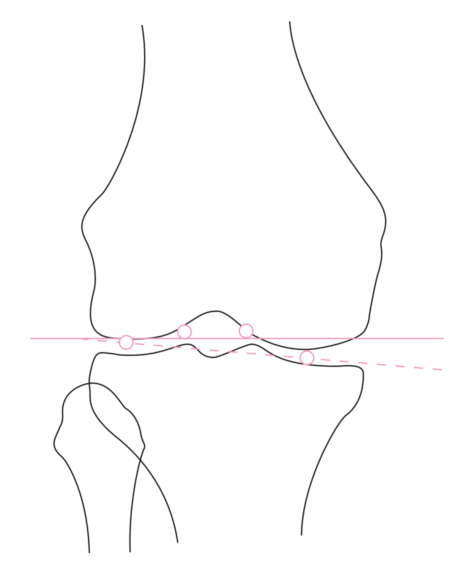


Figura 21-19. Eje transversal de la rodilla.

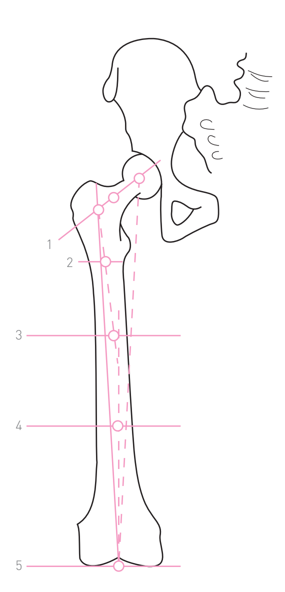


Figura 21-20. Relaciones axiles del fémur.

(figura 21-20) con el eje transverso de la rodilla define la línea o plano de orientación articular distal del fémur. En la figura 21-20 se observan las relaciones axiles del fémur.

El centro de la cabeza femoral y el centro de la base del cuello determinan: 1) el eje del cuello, 2) el eje transversal de la diáfisis del fémur en el borde inferior del trocánter menor, 3) el eje transversal en la unión del tercio proximal por medio de la diáfisis del fémur, 4) el eje transversal del fémur en la unión del tercio medio con distal, y 5) el eje transversal de la rodilla. La línea que une el centro diafisario 2 y 3 forma el eje diafisario proximal del fémur; la línea que une el punto 4 con el surco intercondíleo forma el eje diafisario distal del fémur; estos ejes no coinciden. La intersección del eje diafisario proximal con el eje del cuello determina un punto, el único que con el fondo del surco intercondíleo da origen al eje anatómico del fémur (línea continua). Se muestra además el eje mecánico del fémur, la línea discontinua que va del centro de la cabeza femoral al fondo del surco intercondíleo.

Hsu y colaboradores (1990) consideraron al centro del tobillo situado en el centro de la tróclea astragalina (figura 21-21*A*), que con los ángulos medial y lateral de dicha tróclea forman un triángulo equilátero.

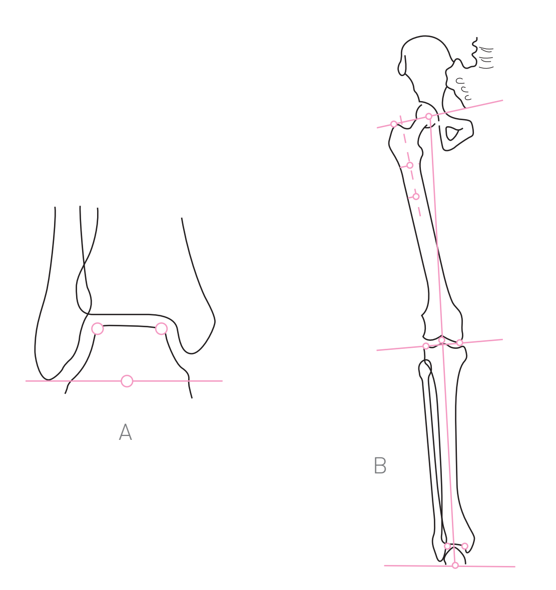


Figura 21-21. Eje mecánico del fémur y sus relaciones con ejes transversos (rodilla y tobillo).

Método para determinar la desalineación angular de los miembros pélvicos secundaria a consolidación inadecuada de la tibia

Método de Puno (1987)

Cuando el miembro pélvico está apoyado en un solo pie, los centros de sus articulaciones son colineales, es decir, están inscritos en el mismo eje mecánico (figura 21-22a).

De esta manera, en forma esquemática, se tienen tres planos sensiblemente horizontales, perpendiculares al eje mecánico, que corresponden a sus articulaciones: cadera (*C*), rodilla (*R*) y tobillo (*T*) (figura 21-22*b*).

Es frecuente que las fracturas de la tibia consoliden con cierta angulación, además de rotación y acortamiento. En las deformidades en varo o valgo a expensas de la tibia, el eje mecánico sufre una angulación lateral o medial, respectivamente, a pesar de que dicho eje pasa por el centro de la rodilla.

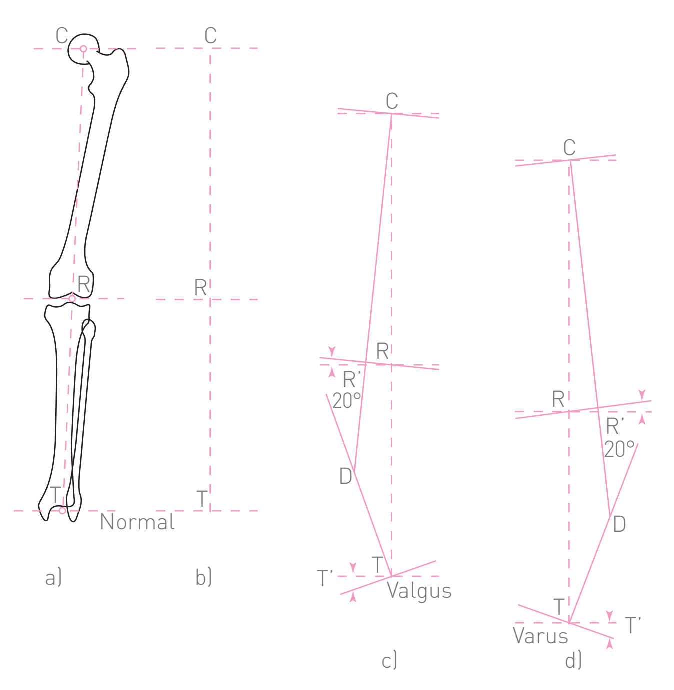


Figura 21-22. Método de Puno. Planos horizontales perpendiculares al eje mecánico que corresponden a la cadera (*C*), rodilla (*R*) y tobillo (*T*).

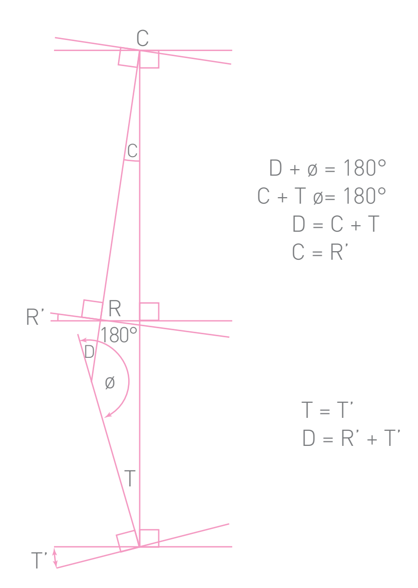


Figura 21-23. Método de Puno. La deformidad angular de la tibia es la suma de las inclinaciones de la rodilla y del tobillo en relación con el plano horizontal.

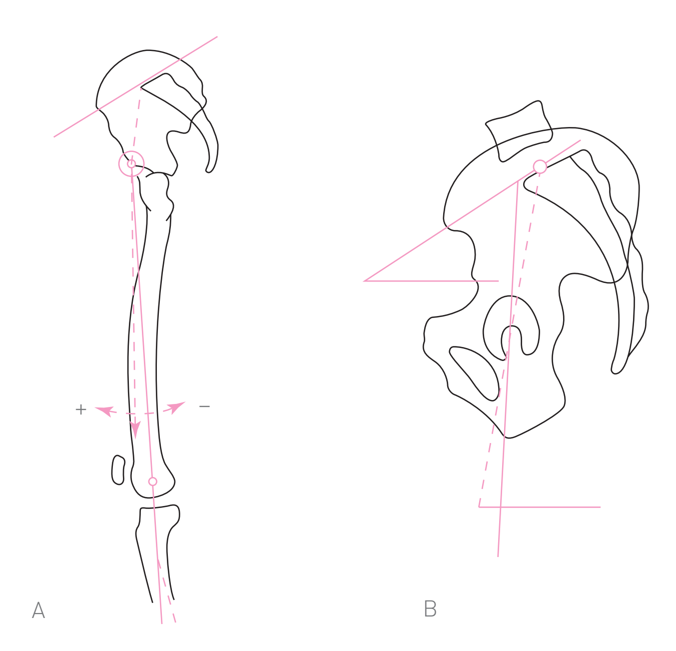


Figura 21-24. Método de Itoi.

Debido a esto, Puno y colaboradores ponen énfasis en la desviación del eje mecánico, por lo que al analizarla debe considerarse a la longitud del fémur y de la tibia como una unidad.

En una angulación en valgo o varo a expensas de la tibia (figura 21-22 *c* y *d*), el eje mecánico del fémur y de la tibia presentan una angulación por debajo de la rodilla, con lo que se identifican tres segmentos: uno proximal (*CD*), uno distal (*DT*) y la longitud total de la unidad (*CT*), con lo que se forma el triángulo *DTC*.

La inclinación angular de la rodilla y del tobillo (*R'* y *T'*) (figura 21-23) en relación con la horizontal puede calcularse mediante la ley de senos (sen $B = b$ sen A/a), usando los dos lados conocidos del triángulo (*CD* y *DT*) y el ángulo entre ellos (ángulo *D*). La longitud aparente de la extremidad deformada por la angulación (*CT*) puede determinarse mediante la ley de los cosenos: ($a^2 = b^2 + c^2 - 2\,bc \cos A$).

Mediante complejos cálculos geométricos se determinan la longitud de la extremidad deformada y la inclinación angular de la rodilla y del tobillo; también se elabora una interesante tabla con angulaciones de tibia desde 1 hasta 30°. En la figura 21-23 se puede apreciar que la deformidad angular de la tibia es igual a la suma de las inclinaciones de la rodilla y de la tibia en relación con el plano horizontal.

Relaciones de las extremidades pélvicas en el plano sagital

Método de Itoi (1991)

Este autor hace las siguientes mediciones en la radiografía lateral de pelvis, cadera y rodilla:

- Ángulo sacrofemoral. Formado por una línea que prolonga la superficie articular del sacro con el eje diafisario del fémur (figura 21-24*A*). Este ángulo está aumentado en el dorso redondo en la cifosis inferior y en la cifosis total.
- Ángulo de inclinación femoral (figura 21-24*A*). Formado por la vertical (línea discontinua) que pasa por el centro de la cabeza femoral con el eje mecánico del fémur, que va desde el centro de la cabeza femoral al centro geométrico de los cóndilos femorales. El ángulo se considera positivo si se dirige en el sentido de la flexión de la cadera y negativo si se dirige en sentido de la extensión de la articulación mencionada. Sus valores normales son de −1.9 ± 7.3°; en la cifosis aumenta hasta 2.9 ± 7.3°.
- Ángulo de flexión de la rodilla. Formado por los ejes diafisarios del fémur y de la tibia, de 2.5 ± 1.1°; en la cifosis aumenta hasta 12°.
- Ángulo sacropélvico. Formado por la intersección del borde superior del sacro y el eje pélvico (figura 21-24*B*), que es una línea que parte desde el punto medio de la superficie articular del sacro al centro del acetábulo (línea discontinua).
- Ángulo de inclinación pélvica. Formado por la intersección del eje pélvico con la horizontal; su valor normal es de 56.3 ± 4.1°.
- Ángulo pelvifemoral. Formado por la intersección del eje de la pelvis con el eje femoral.

Método de Johnson

Johnson y colaboradores (1980) dividen la superficie articular de la tibia en siete zonas para evaluar la distribución de la

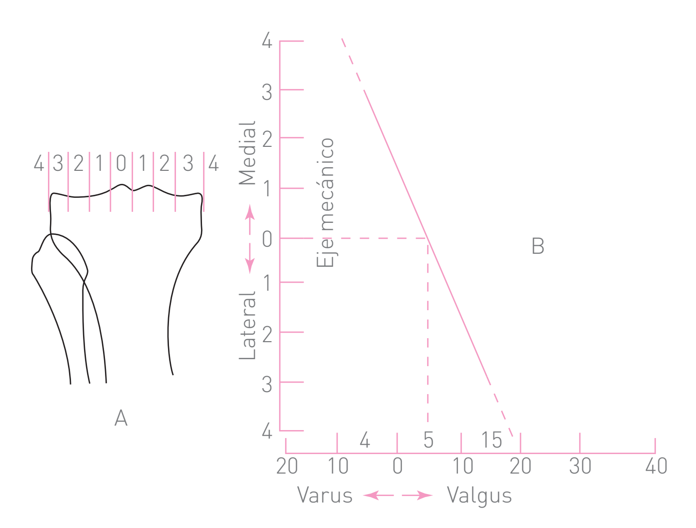


Figura 21-25. Método e histograma de Johnson. Tomada de Johnson F; Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee: A comparison of static and dynamic measurements. J Bone Joint Surg 62B:346. 1980.

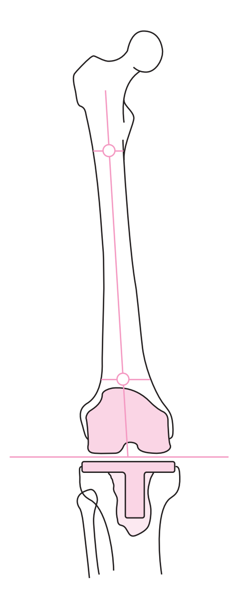


Figura 21-26. Eje mecánico femoral.

carga a través de la rodilla (figura 21-25*A*). Se distribuyen del centro de la superficie articular hacia ambos lados de la tibia. La zona central incluye las espinas tibiales y se le asigna el 0; las zonas 1, 2 y 3 mediales, así como las zonas 1, 2 y 3 laterales; el eje mecánico pasa por la zona 0, es decir, por la zona central. Si el eje mecánico pasa en forma medial o lateral sin tocar el hueso, se considera una zona 4 (una medial y una lateral).

Con la medición de 52 radiografías, los autores obtuvieron un histograma (figura 21-25*B*), en donde se observa que el ángulo femorotibial tiene un alto grado de correlación con el sitio donde cruza el eje mecánico en la superficie de la tibia. Cuando el eje mecánico pasa lejos de la superficie articular de la tibia (zonas 4 medial y lateral) hay un amplio rango de ángulos femorotibiales, mientras que si el eje mecánico pasa por la zona central o cero, sólo se encuentran 5° de valgo, que corresponden a los valores normales. En el histograma se observa que la línea continua corresponde a las zonas central y las zonas 1, 2 y 3 mediales y laterales.

Eje mecánico en la prótesis total de rodilla

No existe ninguna diferencia en la medición del eje mecánico de un miembro pélvico al que se le ha sustituido la rodilla por una prótesis total. El eje mecánico del fémur se determina mediante el punto central del diámetro transversal de la diáfisis del fémur en el borde inferior del trocánter menor, junto con otro punto, que es el punto medio de la distancia transversal en la región diafisometafisaria distal del fémur, a 10 cm proximales del plano horizontal del borde inferior del componente femoral (figura 21-26).

El eje mecánico de la tibia se determina al localizar el centro de la superficie articular distal de la tibia y el centro de la superficie articular del componente tibial (figura 21-27, línea continua). Si el eje del vástago coincide con el eje diafisario tibial (figura 21-27*B*), y dicho eje es perpendicular a los planos horizontales de la superficie articular de la prótesis tibial y de la superficie articular distal, se considera que la prótesis está en situación neutra. Si el eje diafisario queda medial al del vástago del componente tibial (figura 21-27*A*, línea discontinua), la prótesis está en valgo. Si el eje diafisario se encuentra en forma lateral al eje del vástago del componente tibial (figura 21-27*C*, línea discontinua), se considera que la prótesis está en varo.

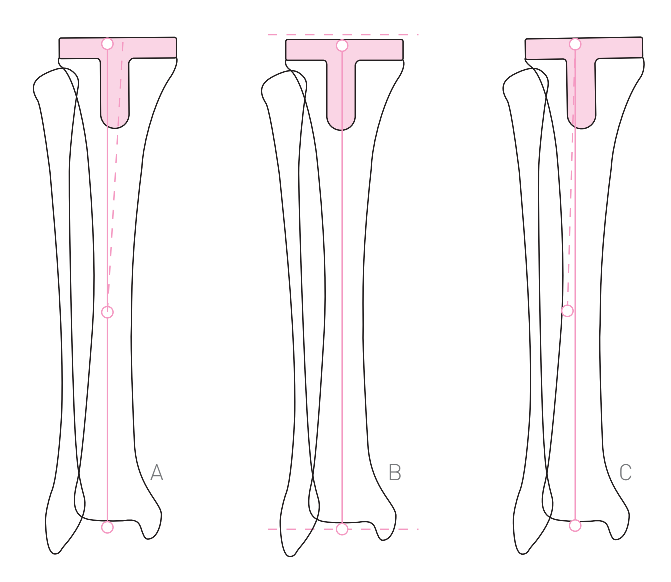


Figura 21-27. Eje mecánico tibial.

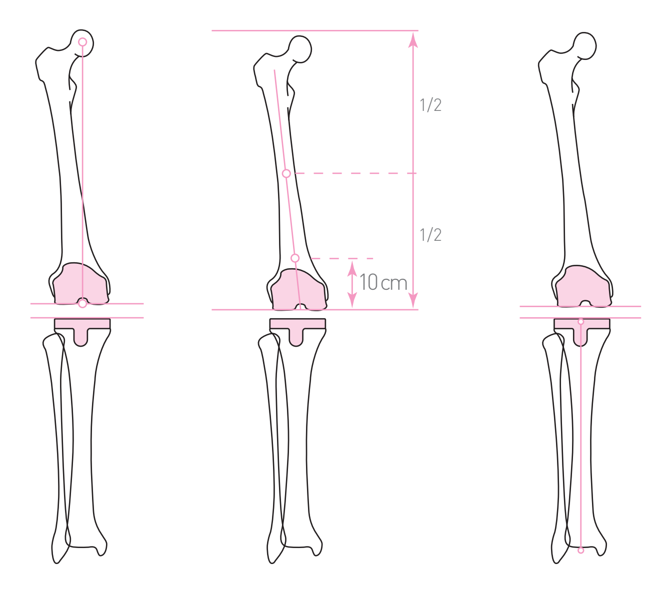


Figura 21-28. Método de Ishii.

Método de Ishii

Ishii y colaboradores (1995) utilizaron el mismo procedimiento descrito anteriormente (figura 21-28). Dividieron al componente tibial en tres zonas en el plano frontal por donde pasa el eje mecánico, para determinar si la prótesis está en valgo, neutral o varo (figura 21-29*A*). En el plano sagital lo dividieron en dos zonas, para valorar la posición neutra, en *antecurvatum* o *recurvatum*, de la prótesis (figura 21-29*B*).

Método de Olmedo y colaboradores (2009). Medición del eje mecánico de rodillas

Estos autores mexicanos colocaron una regla de madera de un metro de longitud, con marcas metálicas en cada centímetro y numeración cada 10 centímetros, en la parte media de la mesa de rayos X, con el punto cero a nivel de los talones, a fin de disminuir la magnificación del ángulo del eje mecánico de las rodillas.

En la radiografía de tres focos (caderas, rodillas y tobillos), se localizan los centros de las articulaciones mencionadas. Se trazan líneas horizontales que pasen por el centro de las tres articulaciones. De esta manera se obtienen las líneas horizontales de la cadera derecha e izquierda, de la rodilla derecha e izquierda y del tobillo derecho e izquierdo.

A partir del centro de la rodilla se traza una línea perpendicular a las líneas horizontales de la cadera y del tobillo derechos; se efectúa el mismo procedimiento en la rodilla izquierda (figura 21-30). Los puntos de intersección de las líneas verticales con las horizontales (de las caderas y de los tobillos) se denominan puntos "*X*".

Cuando una extremidad está normalmente alineada, la línea vertical pasa por el centro de sus articulaciones; si la rodilla está en varo, su centro está desviado hacia afuera y la línea vertical pasará por fuera de los centros de la cadera y del tobillo; mientras que si la rodilla está en valgo, su centro está desplazado hacia adentro y por ello la línea vertical pasará por dentro de los centros de la cadera y del tobillo (figuras 21-6 y 21-10).

Olmedo y colaboradores hacen dos tipos de mediciones, las que denominan como "aparentes" o mediciones '*A*', que son las que se determinan directamente sobre la placa radiográfica, y las mediciones "reales" o mediciones '*B*', las que toman como punto de referencia las marcas metálicas de la regla que aparecen en la placa radiográfica; por ello las mediciones aparentes siempre serán más pequeñas que las reales porque están supeditadas al tamaño de la placa radiográfica. De esta manera se tienen dos mediciones (la aparente y la real), desde el centro de la rodilla hacia

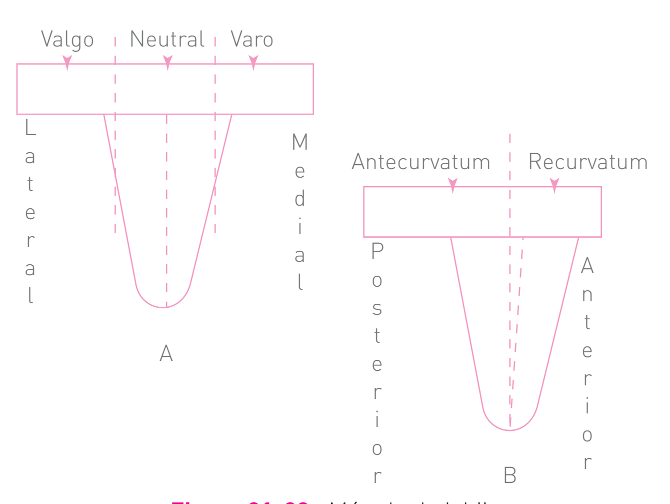


Figura 21-29. Método de Ishii.

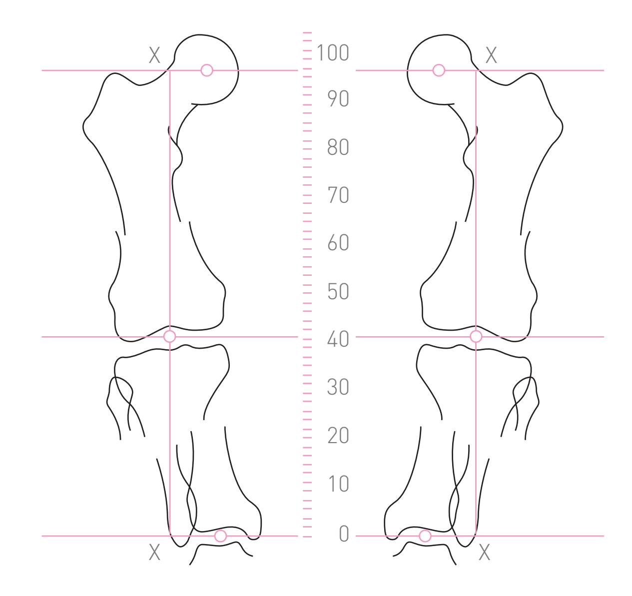


Figura 21-30.

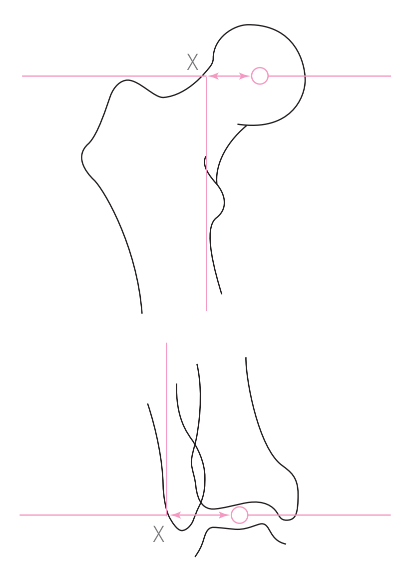


Figura 21-31.

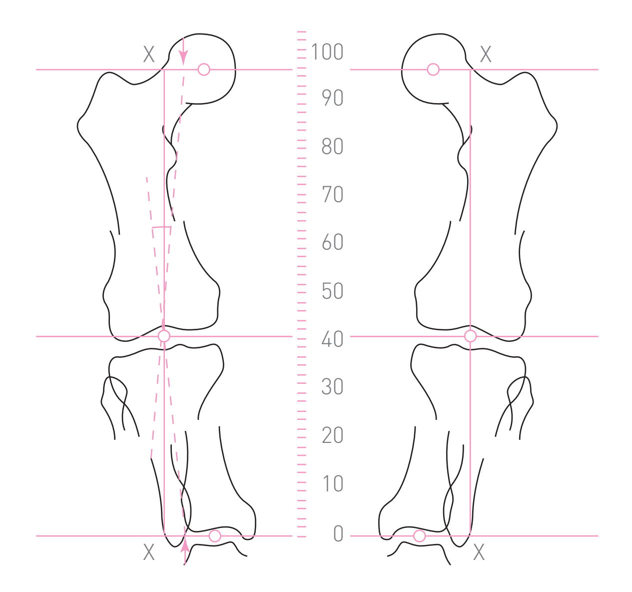


Figura 21-32.

la cadera y dos mediciones (la aparente y la real) desde el centro de la rodilla hacia el tobillo.

Distancia *X*. Se mide la distancia que existe del punto *X* de la línea horizontal de la cadera, al centro de la cabeza femoral. El mismo procedimiento se efectúa en la articulación del tobillo (figura 21-31). Utilizando las mediciones del ejemplo de Olmedo y colaboradores, se obtienen entonces tres valores (en centímetros):

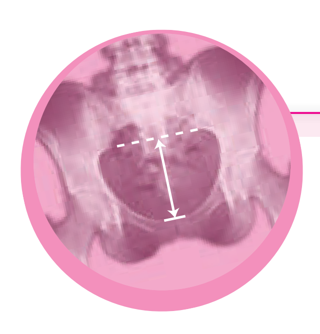
$$A = 14.7,\ B = 39.0 \text{ y } X = 5$$

Determinación del centro real de la cadera (punto '*Y*'). Mediante la fórmula matemática regla de tres, que dice: $A{:}B$ como $X{:}Y$, es factible establecer el punto '*Y*': $Y = (A/B) \cdot X$. Sustituyendo: $Y = (14.7/39)\ (5) = (0.37) \times (5) = 1.8$. $Y = 1.8$. Este procedimiento se implementa también con las mediciones inferiores o del tobillo.

Una vez conocidos los valores de '*Y*' de cadera y tobillo, se marcan en la radiografía. Para ello se miden dichos valores desde el punto *X* hacia el centro de la articulación mencionada, sobre la línea de la cadera y la línea del tobillo (figura 21-32).

Una vez que se tienen localizados los puntos '*Y*', se traza una línea del centro de la rodilla al punto '*Y*' de la línea de la cadera y otra línea del centro de la rodilla al punto '*Y*' de la línea del tobillo (figura 21-32). El ángulo formado por la intersección de estas dos líneas es el ángulo del eje mecánico.

Olmedo y colaboradores evaluaron 100 ejes mecánicos con su método y con el método tradicional de Herrera; consideraron valgo o varo cuando los ángulos fueron ≥4 grados. Encontraron que con este método se detectan más extremidades alineadas o normales que con el método tradicional y los ángulos del eje mecánico fueron menores con su método alternativo.



Capítulo 22

Mediciones en tejidos blandos

Panículo adiposo del talón. Diagnóstico de acromegalia

Método de Steinbach (1964)

El panículo adiposo del talón es la distancia más corta desde el borde inferior del calcáneo hasta la piel de la superficie plantar (figura 22-1*A*). El panículo adiposo del talón se encuentra aumentado notablemente en la acromegalia.

Método de Kho-Wright-Doyle

Consiste en trazar la línea *A-B* en la radiografía lateral del talón; dicha línea pasa en forma tangencial al punto anterior y posterior de la superficie articular del calcáneo (equivale a la línea de Böhler). Se traza en seguida la línea *E-F*, que es paralela a la línea *A-B* y tangencial al punto más inferior del calcáneo. Después se traza la línea *B-D*, que es perpendicular a las dos líneas anteriores y que pasa por el punto más inferior del calcáneo hasta la piel plantar (figura 22-1*B*). La distancia entre el punto más inferior del calcáneo y la piel indica el grosor del panículo adiposo del talón.

Puckette y Seymour descubrieron que el panículo adiposo es mayor en individuos de raza negra que en caucásicos, y que la edad y el sexo parecen no ejercer influencia en el grosor de dicho panículo. Según Kho, el panículo adiposo del talón se relaciona con el peso corporal. En una serie de 79 pacientes con acromegalia y 52 controles normales, se encontraron valores de 25 mm en varones y 23 mm en mujeres, con un promedio de 18.6 mm. Resnick considera que valores mayores de 23 mm en hombres y mayores de 21.5 mm en mujeres son anormales.

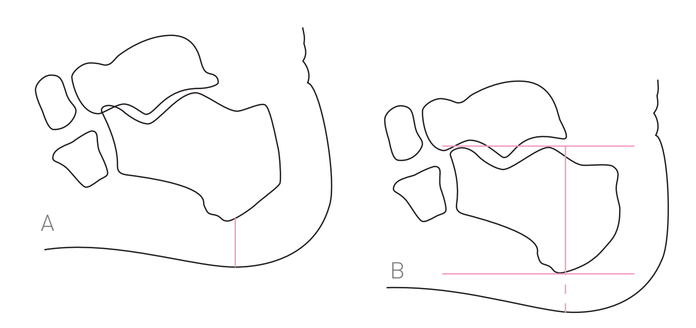


Figura 22-1. Panículo adiposo del talón. **A,** método de Steinback. **B,** método de Kho.

Diagnóstico de la rotura del tendón de Aquiles

Triángulo de Kager

Correspondió a Kager (1939) la primera descripción de la presencia de un triángulo (llamado desde entonces triángulo de Kager) situado en la región posterior del tobillo, en los tejidos blandos. Este triángulo está formado en su base por el borde superior de la tuberosidad posterior del calcáneo; en su borde anterior por los músculos flexores profundos (específicamente por el músculo flexor largo del primer dedo) y en su borde posterior por el propio tendón de Aquiles (figura 22-2).

Este triángulo —que en ocasiones parece más bien un rectángulo— se deforma y altera por la rotura del tendón de Aquiles. Ljungvist (1968) afirmó que la deformación de dicho triángulo es patognomónica de la rotura completa del tendón.

Reveno y Kittleson (1969) mencionaron las siguientes alteraciones radiográficas del triángulo de Kager: 1) borramiento del triángulo; 2) oscurecimiento del tendón; 3) estrechamiento del paquete adiposo; 4) edema en los extremos del tendón; 5) desaparición del extremo proximal, y 6) hundimiento en el dorso de la pierna.

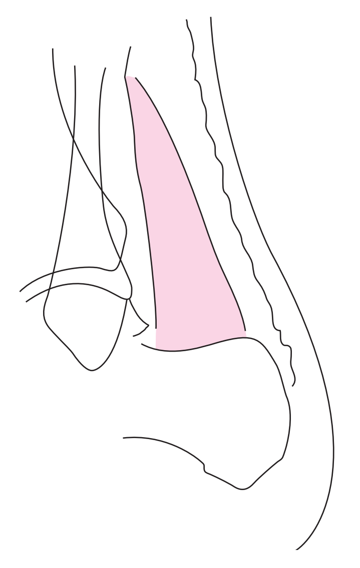


Figura 22-2. Triángulo de Kager.

Determinación de la densidad cortical en el húmero y el segundo metacarpiano

Método que consiste en medir la anchura de ambas corticales (medial y lateral) en el tercio medio tanto del húmero como del segundo metacarpiano o en aquel sitio en donde son paralelas tanto en el borde perióstico como en el endóstico de ambas corticales. Se suman ambas distancias, lo que da la densidad ósea cortical, que resulta útil para los trastornos del metabolismo óseo.

El sitio de la medición por lo general se encuentra 10 o 12 cm por arriba del extremo distal del húmero y en el tercio medio del segundo metacarpiano. La medición puede realizarse en el lado derecho o izquierdo (figura 22-3). El cuadro 22-1 muestra los resultados de mediciones efectuadas por Garn en el segundo metacarpiano. Bloom reporta los resultados de mediciones efectuadas en el húmero de mujeres sanas (cuadro 22-2). Como se puede apreciar, la densidad ósea, es decir, la cantidad de hueso, disminuye con la edad.

Cuadro 22-1. Segundo metacarpiano.

Varones (mm)	Edad (años)	Mujeres (mm)
1.46	1	1.47
2.48	4	2.32
3.88	10	3.53
5.75	18	5.18
5.94	30	5.33

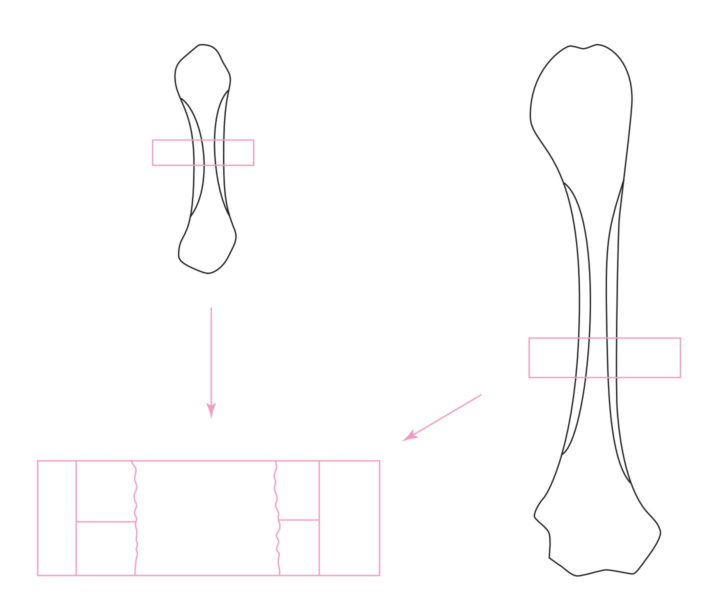


Figura 22-3. Densidad cortical del húmero y del segundo metacarpiano.

Cuadro 22-2. Húmero.

Edad años	Valor (mm)
Adolescentes	8.65
20 a 29	7.25
30 a 39	8.60
40 a 49	6.50
50 a 59	9.00
60 a 69	5.50
70 a 79	8.90
más de 80	8.35

Índice corticodiafisario

La utilidad de este índice es determinar la cantidad de hueso. Se obtiene al sumar la anchura de ambas corticales ($a + b$) (en el tercio medio de un hueso largo); el resultado se divide entre la anchura total del mismo hueso (es decir, ambas corticales más el espacio medular [d]) (figura 22-4*A*):

$$a + b/d$$

Índice corticomedular

Este índice se obtiene al sumar la anchura de ambas corticales de un hueso largo ($a + b$) en el tercio medio; el resultado se divide entre la anchura del canal medular (c) (figura 22-4*B*).

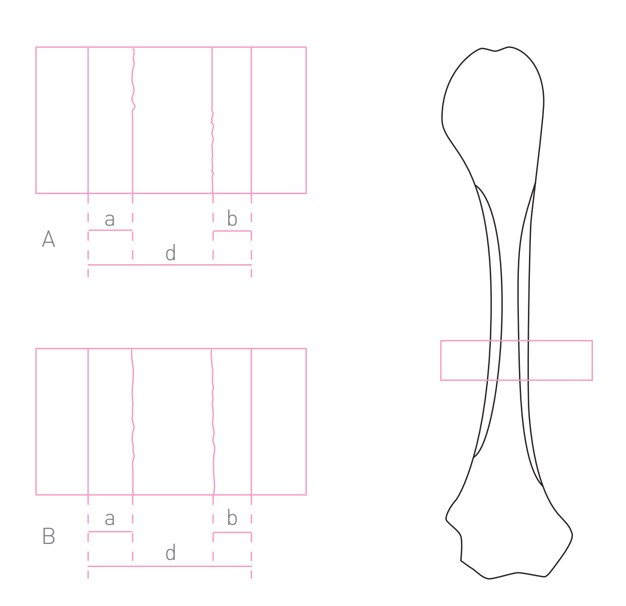


Figura 22-4. **A,** índice corticodiafisario. **B,** índice corticomedular.

Grosor cortical combinado

Método de Garn (1971)

Se mide la longitud de un metacarpiano desde la base hasta el borde articular de la cabeza (figura 22-5); entonces se localiza la mitad de la distancia *m* y se traza una línea perpendicular al eje diafisario longitudinal. Después se procede a medir el diámetro desde la superficie externa de las corticales (distancia *A*), así como el diámetro del canal medular (distancia *m*). El grosor cortical combinado se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Grosor cortical combinado (GCC)} = A - m$$

En el centro de la figura 22-6 se muestra esquemáticamente la relación normal de las corticales con la cavidad medular de un hueso tubular normal. Pueden existir cinco situaciones anormales:

1. Disminución de la formación de hueso e incremento en la pérdida de hueso (↓A, ↑m, ↓GCC).
2. Disminución de la formación de hueso y discreta disminución de la pérdida de hueso (↓A, ↓m, ↓GCC).
3. Disminución de la formación de hueso y marcada disminución de la pérdida de hueso (↓A, ⇓m, ↑GCC).
4. Incremento de la formación de hueso e incremento de la pérdida de hueso (↑A, ⇑m, ↑GCC).
5. Formación normal de hueso y aumento de la pérdida del hueso (no hay cambios en A, ↑m, ↓GCC).

En la figura 22-7 pueden apreciarse varios procedimientos para calcular la densidad cortical del hueso, como el volumen cortical combinado, que es el grosor cortical combinado, donde *T* es el diámetro total y *M* el diámetro de la cavidad medular, es decir:

$$T - M$$

o como el índice cortical, que se calcula al restar *M* a *T*, para luego dividir el resultado entre *T*, es decir:

$$T - M/T$$

En cambio, el área cortical se obtiene al restar M^2 a T^2, es decir:

$$T^2 - M^2$$

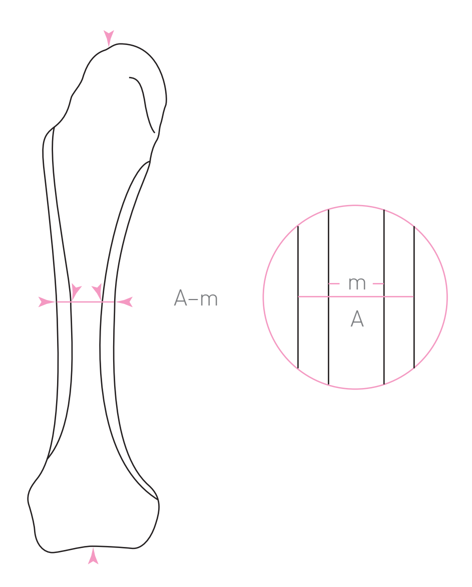


Figura 22-5. Método de Garn. Grosor cortical combinado.

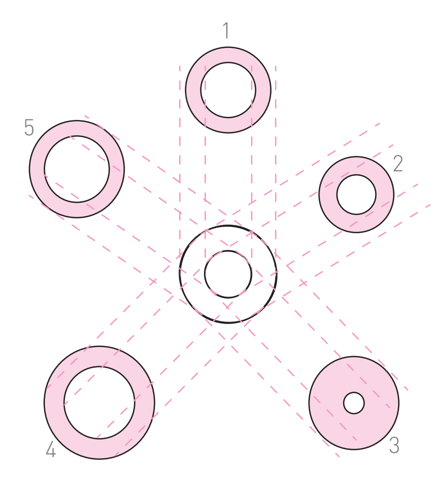


Figura 22-6. Relación normal de las corticales con la cavidad medular de un hueso tubular normal.

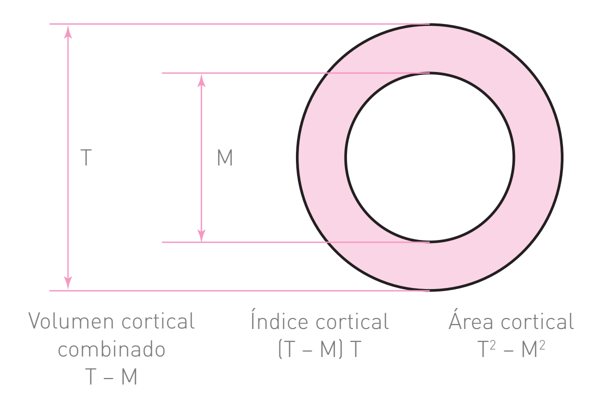


Figura 22-7. Procedimientos para calcular la densidad cortical del hueso.

Apéndice

En este apéndice se presentan algunas mediciones radiográficas no muy usuales y que se utilizan poco, pero que es conveniente conocer.

1. **Ángulo acetabular del área de carga.** Método para evaluar la forma del acetábulo. Es similar al ángulo acetabular (página 95). Es de utilidad cuando no es visible el cartílago trirradiado. En la radiografía anteroposterior de la pelvis se localiza el punto donde empieza la línea de esclerosis subcondral del acetábulo, que representa el área de carga del acetábulo, se traza una línea horizontal que pase por este punto y el ángulo acetabular se forma dibujando otra línea desde este último punto al borde externo del acetábulo (véase Fig. 13-1*B*).
2. **Cobertura acetabular.** Semejante al método de Reimers (página 137). Es el porcentaje de la cabeza femoral cubierta por el acetábulo. En la radiografía anteroposterior se traza una línea que una el borde inferior de ambas gotas en lágrima, perpendicular a esta línea horizontal, se traza otra línea que pase por el borde lateral del acetábulo. Se mide la distancia (a) que ocupa la línea horizontal en la cabeza cubierta por el acetábulo y se calcula el porcentaje con la extensión (b) de la cabeza descubierta del techo acetabular.
3. **Profundidad acetabular.** Mide la anchura o diámetro del acetábulo. En la radiografía anteroposterior de la cadera se dibuja una línea horizontal desde el borde lateral de la imagen en lágrima a la línea de Perkins.
4. **Índice de la profundidad acetabular.** Es un método para evaluar el desarrollo acetabular. Se dibuja una línea que se extiende desde el borde superior o externo del acetábulo al borde inferior o medial del mismo (a). Desde el punto medio de esta línea se dibuja una línea perpendicular (b) hacia el techo acetabular. Esta es la anchura de la abertura del acetábulo. En un acetábulo esférico, éste índice debe ser aproximadamente 1.
5. **Cociente acetábulo-cabeza.** Es la expresión matemática del tamaño de la cabeza femoral proporcional al acetábulo. En la radiografía anteroposterior de la pelvis se dibuja una línea horizontal que pase por el centro de la cabeza femoral, es el diámetro de la cabeza femoral. Se dibuja una línea vertical que pase por el margen lateral del acetábulo. El diámetro de la cabeza femoral queda dividido en un segmento medial A y el segmento lateral B. El cociente acetábulo-cabeza se obtiene mediante: $A/B \times 100$ (Fig. 22-4).
6. **Índice acetabular.** Llamado también ángulo acetabular de Hilgenreiner. Determina la forma del acetábulo en desarrollo. Se forma un ángulo entre la línea Y de Hilgenreiner y una línea dibujada desde el borde lateral del acetábulo al cartílago trirradiado.
7. **Cociente acetabular.** Expresión matemática para evaluar la profundidad del acetábulo o la oblicuidad del techo acetabular. Se calcula en la radiografía anteroposterior de la pelvis y representa la proporción (razón) de la altura acetabular (A) a la anchura (B), expresada como un porcentaje: $A/B \times 100$.
8. **Ángulo de Alsberg.** Se localiza en un triángulo equilátero cuyo ápex apunta en sentido proximal. Se forma por tres líneas: 1) el eje longitudinal del fémur; 2) el eje del cuello del fémur y 3) el plano a través de la base de la cabeza femoral. El ángulo del ápex es conocido como ángulo de elevación.
9. **Ángulo epifisio-metafisario.** Útil para evaluar la severidad y progresión de la enfermedad de Blount. En una radiografía anteroposterior de la rodilla, el ángulo está formado por la intersección de la epífisis proximal de la tibia y la línea metafisaria. Este ángulo es una medición de la extensión de la depresión epifisio-metafisaria y puede ser usado para evaluar la progresión y la resolución del arqueamiento de la tibia causado por la enfermedad de Blount.
10. **Extrusión epifisaria.** Es un signo radiográfico pronóstico de la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes que se refiere a la extrusión lateral de la cabeza femoral. La extrusión es calculada como el porcentaje de la anchura de la cabeza femoral, que rebasa la línea de Perkins. Se calcula en la radiografía anteroposterior de la pelvis, con las caderas en posición neutra (tanto en la rotación como en la aducción-abducción). Se calcula la superficie de la cabeza femoral descubierta de acetábulo ($A - B$) y se divide entre la anchura de la placa fisaria de la cabeza femoral opuesta ($C - D$): $E = AB/CD \times 100$.
11. **Índice epifisario de Cramer.** Se utiliza para evaluar la epífisis femoral capital. En la radiografía anteroposterior de la pelvis, se utiliza el ángulo mediante la placa epifisaria y la cabeza femoral. Se dibuja una línea demarcando la placa fisaria. Después, se dibuja una segunda línea desde el punto más lateral de la superficie articular de la cabeza femoral a la línea de la placa epifisaria. El ángulo formado es el índice epifisario de Cramer. Normalmente es de alrededor de 16 grados.
12. **Índice cefálico de Eyre-Brook.** Es la relación porcentual del radio de la cabeza femoral con diámetro de la misma. Este número se usa para expresar el grado de deformidad de la cabeza femoral en la enfermedad de Legg-Perthes.
13. **Cobertura de la cabeza femoral.** Es el porcentaje de la cabeza femoral articulada con el acetábulo en cualquier posición. Se calcula la razón entre la profundi-

dad del acetábulo con el diámetro de la cabeza femoral. Este número representa el porcentaje de la cabeza femoral que está descubierta por el acetábulo.

14. **Cociente cabeza-cuello de Robichon.** Es la expresión numérica para evaluar la coxa plana. Las mediciones radiográficas del cuello femoral son expresadas como el índice longitud/anchura (*l/a*): la razón *l/a* del lado afectado se divide entre la razón *l/a* del lado sano y se multiplica por 100. Valores menores a 100 indican acortamiento y ensanchamiento del cuello femoral del lado afectado, como es visto típicamente en la coxa plana.
15. **Ángulo sacro-femoral de Fick (método de Fick).** Se utiliza para cuantificar la deformidad en flexión de la cadera. En la radiografía anteroposterior de la pelvis, se dibuja una línea que pase por la superficie superior del sacro. Se dibuja otra línea a lo largo del eje longitudinal de la diáfisis del fémur. La intersección de estas líneas forma el ángulo sacrofemoral cuyo valor mide la deformidad.
16. **Ángulo sacro-femoral.** Mide la contractura en flexión de la cadera. Con el paciente de pie se toma una radiografía lateral que incluya la columna lumbar, la pelvis y las dos caderas. Se dibuja una línea a lo largo del borde superior del sacro y otra línea a lo largo de la diáfisis del fémur. La intersección de estas líneas forma el ángulo. El valor de este ángulo en individuos normales es de 50 a 65 grados. Si el ángulo es menor de 35 grados, significa que la cadera está en flexión.
17. **Método de Milch.** Sirve para determinar el grado de deformidad en flexión de la cadera. En la radiografía lateral de la pelvis se afecta la cadera, se dibuja una línea desde la tuberosidad isquiática hasta la espina ilíaca anterosuperior. Se dibuja una segunda línea a lo largo del eje longitudinal de la diáfisis femoral. El ángulo formado por la intersección de estas dos líneas es el ángulo pelvifemoral, que normalmente mide 55 grados. Se efectúa el mismo procedimiento en el lado sano y la diferencia de valores da el grado de deformidad en flexión.
18. **Inclinación sacra.** Este procedimiento es de utilidad para medir la orientación vertical del sacro en la espondilolistesis. En la radiografía lateral de la pelvis, con el paciente de pie, se traza una línea tangencial a la cortical posterior de la del cuerpo de la primera vértebra sacra, la que al intersecarse con la vertical, se forma el ángulo de inclinación sacra. Un sacro completamente vertical tiene un ángulo de 0 grados.
19. **Índice espinal.** Método para determinar el tamaño del canal medular en la radiografía simple. En la radiografía lateral se mide el diámetro anteroposterior del canal medular desde la mitad de la cortical posterior del cuerpo vertebral a la base de la apófisis espinosa (distancia *B*)(Fig. 22-1, izquierda). En la radiografía anteroposterior se mide la distancia interpedicular que es marcada como distancia *A* (Fig. 22-1, derecha). Se multiplican estos dos valores para obtener el producto *AB*; éste es luego comparado como la razón entre el producto de los diámetros anteroposterior y transverso de la vértebra adyacente, marcados como *D* y *C*, respectivamente; luego entonces, *AB* es relativo a *CD*.
20. **Índice cabeza-acetábulo de Heyman-Herndon.** Se usa para evaluar la congruencia de la epífisis de la cabeza femoral dentro del acetábulo. Se mide dividiendo la anchura de la epífisis entre la anchura del acetábulo. El índice normal oscila de 70 a 100. (Véase también índice cabeza-cuello de Heyman y Herndon, capítulo 14.)
21. **Cociente cabeza-cuello.** Mide la forma anormal de la cabeza y cuello femorales. En la radiografía anteroposterior se dibuja una línea desde el borde superior de la cabeza femoral hacia el centro del cuello femoral hasta la línea intertrocantérica (*A*), se dibuja otra línea que mida la anchura más angosta del cuello femoral (*B*). El índice se obtiene mediante: $A/B \times 100$. Un cociente de 100 indica que no hay deformidad.
22. **Índice de subluxación lateral femoral.** Se identifica el borde más medial de la cabeza femoral del lado afectado y se mide la distancia horizontal hasta el acetábulo. Se efectúa el mismo procedimiento en el lado sano y se forma la razón, dividiendo el lado afectado entre el lado sano. La razón normal es 1.
23. **Ángulo de inclinación de Linton.** Se utiliza en las fracturas del cuello del fémur. El ángulo se mide en la radiografía anteroposterior y se obtiene de la intersección de una línea dibujada a través de la superficie fracturada del fragmento distal, con una línea perpendicular al eje longitudinal del fémur. Pauwel utiliza este ángulo para su clasificación de las fracturas del cuello femoral (véase capítulo 13).
24. **Método de la bisectriz del talón.** Mide la severidad del *metatarsus adductus*. En la radiografía dorsoplantar del pie se dibuja la línea de referencia que bisecte al talón. Esta línea representa el eje mayor del talón, normalmente cruza entre el segundo y el tercer dedos. Se considera una deformidad moderada si el eje del talón cruza el tercer dedo, moderada si cruza el cuarto dedo y severa si pasa entre el cuarto y quinto dedos.
25. **Ángulo carpal de Kosovicz.** Se utiliza en la evaluación de la inestabilidad carpal. Es el ángulo formado entre la línea tangencial, el borde proximal del hueso semilunar y del escafoides y la línea tangencial al semilunar y al piramidal. Este ángulo varía con la raza, edad y posición de la muñeca en el momento de ser radiografiada. Los valores normales son de 123-133 grados para hombres y 127-131 grados para mujeres.
26. **Línea de Moloney.** Llamada también arco escapulohumeral, formado por el borde axilar de la escápula, el borde inferior del cuello humeral y la diáfisis del húme-

ro. Esta línea se observa en la proyección lateral torácica de la articulación glenohumeral. La interrupción de la continuidad del arco denota luxación del hombro.

27. **Coordenada Y de Ponseti.** Mide el grado de desplazamiento lateral del núcleo de osificación de la cabeza femoral, en la luxación congénita de la cadera. En la radiografía anteroposterior de la pelvis se dibuja una línea vertical a través del centro de gravedad que bisecte el sacro, después se dibuja una línea perpendicular a ésta y que termine en el centro del núcleo de osificación de la cabeza femoral, o bien en el borde medial osificado del cuello femoral. La longitud de esta última línea es mayor en la cadera con patología que en el lado sano.
28. **Triángulo de Ranawat.** Es un método desarrollado para localizar la correcta posición del acetábulo en las caderas deformadas. En la radiografía anteroposterior de la pelvis se dibujan líneas horizontales paralelas, una al nivel de las crestas ilíacas y en el borde de las tuberosidades isquiáticas la otra. En seguida se unen estas líneas mediante una línea perpendicular a ellas, pasando por el punto *A*, localizado a 5 mm lateralmente a la intersección de las líneas de Köhler y de Shenton. La longitud de la línea perpendicular entre las líneas paralelas equivale a la altura de la pelvis; un quinto de dicha línea equivale a la altura del acetábulo. Un segundo punto (*B*) es localizado en el punto superior perpendicular (*A*) a una distancia igual a un quinto de la línea perpendicular. Desde *B* se dibuja una línea perpendicular lateralmente al punto *C*, así que la distancia *B-C* equivale a la distancia *A-B*. Uniendo los puntos *A* y *C* se completa el triángulo isósceles; esto indica la correcta posición del acetábulo a ser reconstruido. En una cadera normal, el borde superior del triángulo pasa a través del plano del hueso subcondral del acetábulo; la hipotenusa es el techo del acetábulo. En una cadera deforme, la extensión de la deformidad protruida puede ser medida en dirección axial, debido al desplazamiento del acetábulo más allá de la línea de Köhler y superiormente más allá del plano superior del hueso subcondral del acetábulo, que fue determinada por la construcción del triángulo.
29. **Signo de Rennie.** Un signo indicativo de epifisiolistesis femoral proximal. En la radiografía lateral de la cadera hay un acortamiento relativo de la porción posterior del cuello femoral en comparación con la porción anterior. Se puede obtener un índice de este acortamiento midiendo el ángulo de inclinación. Se dibuja una línea que pase a través de los ápices de las esquinas anterior y posterior de la metáfisis. Se dibuja otra línea perpendicular a la sombra rectilínea por delante del cuello femoral. El ángulo promedio en niños normales es de 10 grados. El promedio del ángulo en la epifisiolistesis femoral proximal es de 30 grados.
30. **Signo del borde glenoideo.** Es un signo radiográfico que sugiere fuertemente la presencia de luxación posterior del hombro. En la radiografía anteroposterior del hombro, si la cabeza humeral está luxada posteriormente, la fosa glenoidea aparece estar parcialmente vacía. El signo del borde glenoideo es positivo si el espacio entre el borde glenoideo anterior y la cabeza humeral es mayor a 6 milímetros. Este signo también es conocido como el signo de la glenoides vacía.
31. **Índice de rotación de la pelvis.** Un método radiográfico que se usa para medir el grado de rotación de la pelvis. En la radiografía anteroposterior de la pelvis, este índice se obtiene dividiendo el diámetro mayor del agujero obturado derecho entre el diámetro del izquierdo. Si la pelvis es neutral, el índice deberá ser 1. Si la pelvis está rotada hacia la derecha, el índice deberá ser menor a 1. Si la pelvis está rotada hacia la izquierda, el índice será mayor a 1.
32. **Ángulo de Steffensen.** Representa la predisposición para desarrollar bursitis aquílea. En la radiografía lateral del pie se dibuja una línea desde el punto más proximal de la tuberosidad del calcáneo al punto más inferior del seno del tarso. Se dibuja otra línea desde el borde posterosuperior del calcáneo hasta el primer punto. Normalmente, estas líneas se intersectan formando un ángulo de 60 grados. Si el ángulo excede los 65 grados, se considera anormal.

Bibliografía

Aadalen RJ, O'Phelan EH, Chisholm TC, McFarland FA, Sweetser TH. Exstrophy of the bladder: long-term results of bilateral iliac osteotomies and two-stage anatomic repair. Clin Orthop, 1980;151:193.

Abe H, Turu M, Mitsumori K, Tunoda M, Takagi H. Atlantoaxial dislocation, instability index and indications for surgery. Neurological Surgery Tokio, 1976;4;57.

Abe M. Lenghtening of the ulna for the forcarm deformity. J Jpn Soc Surg Hand, 1985;2:249.

Aguilar CM. Torsión tibial. Presentación de un procedimiento de valoración clínica y radiográfica. An Ortop Traumat, 1970;VI:11.

Ahlbäck S, Mattson S. Patella alta and gonarthrosis. Acta Radiol Diagn, 1978;19:578.

Aitken AP, Smith L, Blackett CW. Supracondylar fractures in children. Am J Surg, 1943;59:161.

Albiñana J, Morcuende JA, Delgado E, Weinstein SL. Radiologic pelvic asymmetry in unilateral late-diagnosed developmental dysplasia of the hip. J Pediatr Orthop, 1995;15:753.

Alexander HH, Johnson GH. Dyschondroplasia of distal radial epiphysis (Madelung's deformity) with fusion of semilunar and triangular bones. Am J Surg, 1941;53:349.

Alieu Y, Michon J. Entorses et luxations du poignet. Encycl Med Chir, 1976;B-10:75.

Alman BA, Craig CL, Zimbler S. Subralar arthrodesis for stabilization of valgus hindfoot in patients with cerebral palsy. J Pediatr Orthp, 1993;13:634.

Alsberg A. Anatomic und klinische Betrachtungen über coxa vara. Z Orthop, 1899;6:106.

Allard P. Roentgenographyc study of cavus foot deformities in Fredereich ataxia patients: preliminary report. Can J Neurol Sci, 1982;9:113.

American Academy of Orthopaedic Surgeons. Joint motion: method of measuring and recording. Chicago: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1965.

Amstutz HC, Sew Hoy AL, Clarck IC. UCLA Anatomic total shoulder arthroplasty. Clin Orthop, 1981;155:7.

Amstutz HC, Thomas BJ, Kabo JM, Jinnah RH, Dorey, FJ. The Dana total shoulder arthroplasty. J Bone Joint Surgery, 1978;70-A-1174.

Amuso SJ, Neff RS, Coulson DB, Laing PG. The surgical treatment of spondylolisthesis by posterior element resection. A long-term follow-up study. J Bone Joint Surg, 1970;52:529.

Anderson AF, Lipscomb AB, Liudahl KJ, Addlestone RB. Analysis of the intercondylar notch by computed tomography. Am J Sports Med, 1987;15:547.

Anderson GB, Feeman MAR, Swanson SAV. Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. J Bone Joint Surg, 1972;54-B-590.

Anderson GBJ, Schulz A, Nathan A, Irstam L. Roentgenographyc measurement of lumbar intervertebral disc height. Spine, 1981;6:154.

Anderson KJ, Lecocq EA. Recurrent anterior subluxation of the ankle joint. J Bone Joint Surg, 1952;34-A-853.

Anderson LD, D'Alonzo RT. Fractures of the odontoid process of the axis. J Bone Joint Surg, 1974;56(34-A):1664.

Andersson G. Hip assessment: a comparison o nine different methods. J Bone Joint Surg, 1972;54-B-621.

Andren L, von Rosen S. The diagnosis of dislocation of the hip in new born and the primary results of immediate treatment. Acta Radiol, 1958;49:89.

Andry N. L'Orthopedic ou l'art de prevenir et corriger dans les enfants, les difformités du corps. París: Alix, 1741.

Arandes AR, Viladot PS, Vilanova MX. Clínica y tratamiento de las enfermedades del pie (Pedología), 1ª ed. Barcelona: Científico Médica, 1956.

Ariño VL, Lluch EE, Ramírez AM, Ferrer J, Rodríguez L, Baixauli F. Percutaneous fixation of supracondylar fractures of the humerus in children. J Bone Joint Surg, 1977;59-A914.

Armbuster TG. The adult hip. An anatomic study. Radiology, 1978;128-1.

Arner O, Lindholm A, Lindvall N. Les altérations radiographiques dans la rupture sous-cutanée du tendón d'Achille. Acta Orthp Scand, 1959;116:496.

Aronson DD, Carlos WD. Slipped capital femoral epiphysis: a prospective study of fixation with a single screw. J Bone Joint Surg, 1992;74-A-810.

Asai H, Tönnis D. Die Verlängerung des Tractus Iliotibialis zur Bechandlung der schnappenden Hüfte. Orthop Praxis, 1979;15:128.

Asmussen E, Klausen K. Form and function of the erect human spine. Clin Orthop, 1962;25:55.

Astley R. Arthrography in congenital dislocation of the hip. Clin Radiol, 1967;18-253.

Atsumi T, Kuroki Y. Modified Sugioka's osteotomy. Loosening of the cemented acetabular cup in total hip replacement. J Bone Joint Surg. 1997;54-B-590.

Attarian DE, McCackin HJ, Devito DF, McElhaney JH, Garret WE. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. Foot Ankle, 1985;6:54.

Babin SR, Graf P, Katzner M, Schvingt E. Reconstruction ostéosynthèse par plaque vissée des fractures thalamiques du calcáneum. Rev Chir Orthop, 1982;68-557.

Backmane S. The proximal end of the femur. Acta Radiol, 1957;Suppl 144:1.

Bagó J, Carrera L, March B, Villanueva C. Four radiological measures to estimate shoulder balance in scoliosis. J Pediatr Orthop, 1996,5:31.

Bailey DK. The normal cervical spine in infants and children. Radiol Clin North Am, 1952,59:712.

Bar HF, Breitfus H. Analysis of angular deformities on radiographs. J Bone Joint Surg, 1989;71-B:710.

Barlow TG. Early diagnosis and treatment of congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg, 1962,44-B:292.

Barnes R. Subcapital fractures of the femur. A prospective review. J Bone Joint Surg, 1976;58-B:1.

Barnett CH. Valgus deviation of the distal phalanx of the greater toe. J Anat, 1962;196:171.

Barsanti CM, de Bari A, Covino BM. The torsion meter: a critical review. J Pediatr Orthop, 1990,10:527.

Bassett GS, Bunnell WP. Influence of the Wilmington brace on spinal decompensation in adolescent idiopathic scoliosis. Clin Orthop, 1978;12:164.

Baumann E. Beiträge zur Kenntnis der Frakturen am Ellbogengelenk unter besonderer Berücksichtigung der Spatfolgen: Allgemeines und Fractura Supracondylica. Beitr Klin Chir, 1929;146:1.

Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. J Bone Joint Surg, 1995;77-A:1058.

Baxter DE, Thigpen CM. Heel pain-operative results. Foot Ankle, 1984;5:16.

Beals RK. The normal carrying angle of the elbow. A radiographic study of 422 patients. Clin Orthop, 1976;119:194.

Beatson TR, Pearson JR. A method of assessing correction in club feet. J Bone Joint Surg, 1966-,48-B:40.

Bedouelle J. Le développment du cotyle normal. Etude radiologique. Rev Chir Orthop, 1954,40:256.

Bedouelle J. Le développment du cotyle normal. Rev Chir Orthop, 1954;5:562.

Bedouelle J. Les hanches dysplasiques du noveau-né. Gaz Med Fr, 1962,1:223.

Begg AC, Falconer MA. Plain radiography in intraspinal protrusion of lumbar intervertebral disks: A correlation with operative findings. British Journal of Surgery, 1949;36:225-239.

Bell JS, Thompson WAL. Modifies spot scanography. Amer J Roentgen, 1950;63.915.

Bellemans J, Fabry G, Molenaers J, Lammens J, Moens P. Slipped capital femoral epiphysis: a long-term follow-up, with special emphasis on the capacities for remodelling. J Pediatr Orthop, 1996;5:151.

Bellinghausen HW, Gilula LA, Young LV, Weeks PM. Post-traumatic palmar carpal subluxation. Report of two cases. J Bone Joint Surg, 1983;65-A:998.

Benson DR, Schultz AB, Dewald RL. Roentgenographic evaluation of vertebral rotation. J Bone Joint Surg, 1976;58-1125.

Berg EE. A reappraisal of metatarsus adductus and skew foot. J Bone Joint Surg, 1986;68-1185.

Berger RA, Amadio PC. Predicting palmar radio-carpal ligament disruption in fractures of the distal articular surface of the radius involving the palmar cortex. J Han Surg, 1994;19B:108.

Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, et al. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. Clin Orthp, 1993;286:40.

Bergoin M, Bollini G, Gennari JM. One-stage hemivertebral excision and arthrodesis on congenital oblique take off in children aged less than five years. J Pediatr Orthop, 1993;1:108.

Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. Spine, 1989;14(7):717-721.

Bertol P, MacNicol MF, Mitchell GP. Radiographic features of neonatal congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg, 1982;64-B:176.

Biyani A, Guota MS, Sharma MS. Determination of medial epicondylar epiphyseal angle for supracondylar humeral fractures in children. J Pediatr Orthop, 1993;13.94.

Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patella height. J Bone Joint Surg, 1977;59-B:241.

Blackburne JS, Velikas EP. Spondylolisthesis in children and adolescents. J Bone Joint Surg, 1977;59-B:490.

Blauvelt CT, Nelson FRT. A manual of orthopaedic terminology. 1a. ed. Saint Louis: CB Mosby, 1977.

Blount P. Tibia vara. J Bone Joint Surg, 1937;19:1.

Blumensaat C. Die Lageabweichungen und errenkungen der Kniescheibe. Ergeb Chir Orthop, 1938;31:149.

Boakes JL, Stevens PM, Moseley RF. Treatment of genu valgus deformity in congenital abscence of the fibula. J Pediatr Orthop, 1991;11:721.

Boden SD, Wiesel AW. Lumbosacral segmental motion in normal individuals. Have we been measuring instability properly? Spine, 1990;15(6):571-576.

Böhler L. The treatment of fractures. 5a. ed. Nueva York: Grune and Stratton, 1956.

Bohrer SP. U de AC. Heel pad thickness. Skeletal Radiol, 1978;3:108.

Bolton BG, Crabtree SD. The opposite hip in congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg, 1983;65-B:279.

Boon-Itt B. The normal position of the patella. Am J Roentgen, 1930;24:389.

Boxall D, Bradford DS, Winter RB, Moe JH. Management of severe spondylolisthesis in children and adolescents. J Bone Joint Surg, 1979;61-A:479.

Boyd DW, Aronson DD. Supracondylar fractures of the humerus: a prospective study of percutaneous pinning. J Pediatr Orthop, 1992;12:789.

Brandner ME. Normal values of the vertebral body and intervertebral disc index during growth. Am J Radiol, 1972;110:618.

Brattström H. Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of the patella. A clinical and X-ray-anatomical investigation. Acta Orthop Scand, 1964;68:6.

Brattström H. Two sources of error in measurement of the anteversion angle of the femur. Acta Orthop Scand, 1962;32:252.

Brattström. Patella alta in nondislocating knee jounts. Acta Orthop Scand, 1970;41:578.

Brocas J, Eaquin M. Sur una technique des mensuration des angles de déclinaison et d'inclinaison du col femoral. J Radiol Electrol, 1961;42:375.

Broughton NS, Brougham DI, Cole WG, Menelaus MB. Reliability of radiological measurements in the assessment of the child's hip. J Bone Joint Surg, 1989;71-B:6.

Brown JT, Abraham G. Transcervical femoral fracture. A review of 195 patients treated by sliding nail-plate fixation. J Bone Joint Surg, 1964;46-B:648.

Büchner H. Radiometric Berlin-Götningcn-Heidelberg. Springer-Verlag, 1963.

Budin E, Chabndler E. Measurement of femoral neck anteversion by a direct method. Radiology, 1957;69:209.

Burkart BC, Bourne RB, Rorabeck CH, Kirk PG. Thigh pain in cementless total hip arthroplasty. A comparison of two systems at 2 years' follow up. Orthop Clin North Am, 1993;24:645.

Cahuzac JP, Onimus M, Trottman F, Clement JL, Laurin JM, Lebarbier P. Chiari pelvic osteotomy in Perthes' Disease. J Pediatr Orthop, 1990;10:136.

Calderón RA, Aviña VJ, Solís AM. Tratamiento de la insuficiencia de los metatarsianos medios mediante alineación articular metatarsofalángica. An Orthop y Traum, 1975;1:7.

Camp J, Ishizue K, Gomez M, Gelberman R, Akeson W. Alteration of Braumann's angle by humeral position: implications for treatment of supracondylar humerus fracture. J Pediatr Orthop, 1993;13:521.

Capener N. Spondylolisthesis. Brit J Surg, 1938;19:374.

Carman DL, Browne RH, Birsch SG. Measurement of scoliosis and kyphosis radiographs. J Bone Joint Surg, 1990;72:328.

Carson WG Jr, James SI, Larson RL, Singer KM, Winternitz WW. Patellofemoral disorders: physical and radiographic evaluation Part I and Part II: radiographic examination. Clin Orthop, 1988;185:165.

Cartier P, Mammeri M, Villers P. Clinical and radiographic evaluation of modular knee replacement. A review of 85 cases. Int Orthop, 1982;6:35.

Castaing J. Les fractures recentes del l'extremité inférieure du radius chez l'adulte. Rev Chir Orthop, 1964;50:581.

Cathro JM, Kirkaldi WH. Treatment of Perthes' disease of the hip by cancellous bone grafting. Preliminary report. J Bone Joint Surg, 1963;2:284.

Caton J, Deschamps G, Chambart P, Larat JL, Dejour H. Les rotules basses. A propos de 128 observations. Rev Chir Orthop, 1982;68:317.

Caton J. Une nouvelle technique de mesure la hauteur de la rotula, 1er Congrès de la Societé Internationale du Genou, Lyon, 1979.

Chamberlain WE. Basilar impression (platybasia). A bizarre developmental anomaly of the occipital bone and upper cervical spine with striking and misleading neurological manifestations. Yale J Biol Med, 1939;11:487.

Chan KP, Orth MCh, Huang P. Anatomic variations in radial and ulnar lenghts in the wrists of chinese. Clin Orthop, 1971;80:17.

Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignement. Orthop Clin North Am, 1994;25:379.

Chapchal G. Cirugía ortopédica y traumatología de la cadera. 1a. ed. Barcelona: Científico Médica, 1968.

Charnley J, Halley DK. Rate of wear in total hip replacements. Clin Orthop, 1975;122:170.

Chen IH, Kuo KN, Lubicky JP. Prognosticating factors in acetabular development following reduction of developmental dysplasia of the hip. J Pediatr Orthop, 1994;14:3.

Chen WJ, Chen CH, Shih CH. Surgical treatment of tuberculous spondylitis. 50 patients followed 2-8 years. Acta Orthop Scand, 1995;66:137.

Chen WS, Shih CH. Ulnar variance in Kienböck disease. An investigation in Taiwan. Clin Orthop, 1990;255:124.

Chew FS. Radiologic manifestations in the musculoskeletal system of miscellaneous endocrine disorders. Radiol Clin North Am, 1991;29:135.

Clarke IC, Sew AL, Gruen TA, Amstutz HC. Clinical and radiographic assessment of a non-constrained total shoulder. Int Orthop, 1981;5:1.

Cobb JR. Outline for the study in Structional Course Lectures. The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1948;5:261.

Cobb JR. The problem of the primary curve. J Bone Joint Surg, 1960;42-A:1413.

Cobb TK, Beckenbaugh RD. Biaxial total-wrist arthroplasty. J Hand Surg, 1996;21-A:1011.

Cobeljic G, Vukasinovic Z, Djoric I. Surgical prevention of paralytic dislocation of the hip cerebral palsy. Int Orthop, 1994;18:313.

Cook DA, Breed AL, Cook T, DeSmet AD, Muehle CM. Observer variability in the radiographic measurement and classification of metatarsus aductus. J Pediatr Orthop, 1992;12:86.

Cooke TDV, Chir B, Price N, Fisher B, Hedden D. The inwardly pointing knee. An unrecognized problem of external rotational malaligment. J Bone Joint Surg, 1990;260:56.

Cooke TDV, Pichora D, Siu D, Scudamore RA, Bryant JT. Surgical implications of varus deformity of the knee with obliquity of joint surfaces. J Bone Joint Surg, 1989;71-B:560.

Cooke TDV, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B. A quantitative approach to radiography of the lower limb. J Bone Joint Surg, 1991;73-B:715.

Cooney WP, Beckenbaugh RD, Linscheid RL. Total wrist arthroplasty. Problems with implant failures. Clin Orthop, 1984;187:121.

Costa Bertani G. Reumatismos crónicos y afecciones concomitantes. Buenos Aires: El Ateneo, 1944.

Cotteril P, Hunter GA, Tile M. A radiographic analysis of 166 Charnley-Müller total hip arthroplasties. Clin Orthop, 1982;163:120.

Cotton RE, Rideout DF. Tears of the humeral rotator cuff. A radiological and pathological necropsy survey. J Bone Joint Surg, 1964;46-B:314.

Cowell HR. Radiographic measurement and clinical decisions. Editorial. J Bone Joint Surg, 1990;72-A:319.

Cox JS, Hewes TF. The "normal" talar tilt angle. Clin Orthop, 1979;140:37.

Crane L. Femoral anteversion and its relation to toeing-in and toeing-out. J Bone Joint Surg, 1959;41-A:426.

Crane L. Femoral torsion. J Bone Joint Surg, 1959;41-A:425.

Cross MJ, Waldrop J. The patella index as a guide to understanding and diagnosis of patellofemoral angle. Clin Orthop, 1975;110:174.

Dahr S, Dangerfield PH, Dorgan JC, Klenerman L. Correlation between bone age and Risser's sign in adolescent idiopathic scoliosis. Spine, 1993;18:14.

Dalinka MK. Artrografía. 1a. ed. Barcelona: Salvat, 1984.

Dandy DJ, Porier H. Chondromalacia and the unstable patella. Acta Orthop Scand, 1975;46:695.

Danielsson L, Pettersson H, Sundén G. Early assessment of prognosis in Perthe's disease. Acta Orthop Scand, 1982;53:605.

Davis LA, Hatt WS. Congenital abnormalities of the feet. Radiology, 1955;64:818.

Dawson EG, Smith RK, McNiece GM. Radiographic evaluation of scoliosis. A reassessment and introduction of the scoliosis Chariot. Clin Orthop, 1978;131:151.

De Carvalho A, Andersen AH, Topp S, Jurik AG. A method of assessing the height of the patella. Int Orthop, 1985;9:195.

Debrunner HU. Diagnóstico ortopédico. 1a. ed. Barcelona: Toray, 1968.

Dee R. Principles of orthopaedic practice. 2a. ed. Nueva York: McGraw-Hill, 1997.

Dejour H, Wlich G, Nwyret P, Adeleine P. La dysplasie de la trochlée femorale. Rev Chir Orthop, 1990;76:45.

Delahaye RP, Jolly R. Genou. Technique radiologique et aspects normaux. Encycl Méd Chir Paris Radiodiagnostic I, 1980;A-10:30430.

Delahaye RP, Jolly R. Pied. Technique radiologique et aspects normaux. Encycl Med Chir Paris Radiodiagnostic, 1974;A-20:30400.

DeLee J, Charnley J. Radiological demarcation of cement sockets in total hip replacement. Clin Orthop, 1976;121:20.

DeMarchin P, Macquet P, Fontaine J. Considérations biomécaniques sur l'arthrose du genou. Quelques remarques sur les radiographics. Rev Rhum, 1963;30:775.

Denis A. Pied plat valgus statique. Encycl Med Chir, 1974;15730:3.

De Séze, Durifu J. Anomalies congénitales de la charniére lombo-sacrée. Rev Prat, 1960;10:1681.

DiBenedetto MR, Lubbers LM, Coleman CR. Relationship between radial inclination angle and ulnar deviation of the fingers. J Hand Surg, 1991;16-A:36.

Dickens DRV, Menelaus MB. The assessment in prognosis in Perthes' disease. J Bone Joint Surg, 1978;60-B:189.

Dietz FR, Knutson LM. Chiari pelvic osteotomy in cerebral palsy. J Pediatr Orthop, 1995;15:372.

Djian A, Annonier CL, Denis A, Baudoin P. Radiopodométrie. J Radiol Electrol, 1968;49:769.

Djian A, Annonier CL. Exploration radiologique du pied. Journés de Podologie, 1968;21:28.

Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Zhinian. Failure mechanisms of anatomic porous replacement cementless total hip replacement. Clin Orthop, 1997;334:157.

Dubousset J. Dysplasies et luxations congénitales de la hanche avant l'age de la marche. Encycl Med Chir, 1976;15225:9.

Dunlap K, Shands AR Jr, Hollister LC, Gaul JS, Streit HA. A new method for determination of torsion of the femur. J Bone Joint Surg, 1953;35-A-289.

Dunn DM. Anteversion of the neck of the femur. A new method of measurement. J Bone Joint Surg, 1942;34-B:181.

Duparc J, Massare C. Mesures radiologiques des déviations angulaires du genou sur le plan frontal. Ann Radiol Paris, 1967;10:635.

Dupuis PR, Yong-Hing K, Cassidy JD, Kirkaldy-Willis WH. Radiologic diagnosis of degenerative lumbar spinal instabililty. Spine, 1985;10(3):262-277.

Durham HA. Anteversion of the femoral neck in the normal femur and its relation to congenital dislocation of the hip. JAMA, 1915;65:223.

Ebraheim NA, An S, Jackson WT, et al. Scapulothoracic dissociation. J Bone Joint Surg, 1988;70-A:428.

Ebraheim NA, Pearlstein SR, Savolaine ER, et al. Scapulothoracic dissociation (Avulsion of the scapula, subclavian artery and brachial plexus): an early recognized variant, a new classification and a review of the literature and treatment options. J Orthop Trauma, 1987;1:18.

Edgren W. Coxa plana. Acta Orthop Scand, 1965;(Suppl 84):1.

Edholm P. Anatomic angles determined from two radiographic projections. Acta Radiol Diagnosis, 1966;(Suppl 259):1.

Edholm P. Instrument for measuring angles from roentgenograms. Acta Radiol Diagnosis, 1967;(Suppl 6):156.

Elias SG, Freeman MAR, Gockay EI. A correlative study of the geometry and anatomy of the distal femur. Clin Orthop, 1990;260:98.

Ewald FC. The Knee Society Total Knee Arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. Clin Orthop, 1989;248:9.

Eyre-Brook AL. Osteochondritis deformans coxae juvenilis or Perthes disease: the results of treatment by traction in recumbency. Br J Surg, 1936;24:166.

Eyring EJ, Bjornson DR, Peterson CA. Early diagnostic and pronostic signs in Legg-Calvé Perthes disease. Am J Roentgenol, 1965;93:382.

Faure C, Pellerin D, Bichambre JP. Signes radiologiques précoces de la coxa vara de l'adolescent. Ann Radiol, 1958;1:517.

Ferguson AB. Roentgen diagnosis of the extremities and spine. Nueva York: Hoeber, 1949.

Ferguson AB. Scoliosis: its prognosis. J Bone Joint Surg, 1936;18:667.

Ferguson AB. The study and treatment of scoliosis. Southern Med J, 1930;23:116.

Fernández HE. El centraje concéntrico de la cadera normal y la reducción concéntrica en la cadera luxada. Estudio radiológico para su determinación y aplicación clínica. Bol Méd Hosp Inf Méx, 1978;35:159.

Féry A, Sommelet J. La hanche à ressaut. Résultats tardifs de vingt-trois cas opérés. Int Orthop, 1988;12:277.

Ficat RP, Philippe J, Cuzacq JP, Cabrol S, Belossi J. Le syndrome d'hyperpression externe de la patella (SHEP). Une entité radioclinique. J Radiol Electrol, 1972;53:845.

Ficat RP. Disorders of the Patello-Femoral Joint. Baltimore: Williams and Wilkins, 1979.

Ficat RP. Pathologic fémoro-patellaire. París: Masson, 1970.

Fielding JW, et al. Os odontoideum. J Bone Surg, 1980;62-A:376.

Fielding JW, Hawkins RJ, Ratzan RJ. Spine fusion for atlantoaxial instability. J Bone Joint Surg, 1976;58-A:400.

Fielding JW, Hawkins RJ. Atlanto-axial rotatory fixation. (Fixed rotatory subluxation of the atlanto-axial joint). J Bone Joint Surg, 1977;59-A:37.

Fischgold H, Metzger J. Etude radiotomographique de l'impression basilaire. Rev Rhum Mal Osteoartic, 1952;19:261.

Floyd AS. Is the measurement of angles on radiographs accurate?: brief report. J Bone Joint Surg, 1988;70-B:486.

Fournier AM, Spadoni R, Padovani J. L'U radiologique. Presse Méd, 1959;67:1692.

Fowler A, Philip JF. Abnormality of the calcaneus as a cause of painful heel. Br J Surg, 1945;32:494.

Franklin JL, Rosenberg TD, Paulos LE, France EP. Radiographic assessment of instability of the knee due to rupture of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg, 1991;73-A:365.

Fredensborg N. The CE angle of normal hips. Acta Orthop Scand, 1976;47:403.

Fredensborg N. The results of early treatment of typical congenital dislocation of the hip in Malmö. J Bone Joint Surg, 1976;58-B:272.

Frennered AK, Danielson BI, Nachemson AL. Natural history of symptomatic isthmic low-grade spondylolisthesis in children and adolescents: a seven years follow-up study. J Pediatr Orthop, 1991;11:209.

Friedman RJ, Hirst P, Poss R, Kelley K, Sledge CB. Results of revision total knee arthroplasty performed for aseptic loosening. Clin Orthop, 1990;225:235.

Gallagher JM, Weiner DS, Cook AJ. When is arthrography indicated in Legg-Calvé-Perthes disease? J Bone Joint Surg, 1983;65-A:900.

Gamble FO, Yale I. Roentgenología clínica del pie. 2a. ed. Florida: Robert E. Krieger, 1981.

Garavaglia C. Diagnostic précoce de la dysplasic congénitale de la hanche. Am J Roentgenol, 1970;3:587.

Garden RS. Reduction and fixation of subcapital fractures of the femur. Orthop Clin North Am, 1974;5:683.

Gaunel C, Louyout P, Threheux A. New radiological data on plantar statics. J Radiol Electrol, 1971;52:528.

George K, Rippstein J. A comparative study of the two popular methods of measuring scoliotic deformity of the spine. J Bone Joint Surg, 1961;43-A:809.

Gilula LA. Lesions du carpe: éstude analytique et exercices practiques. Amer J Roentgenol, 1979;133:503.

Goff CW. Recumbency versus non-recumbency treatment of Legg-Perthes disease. Clin Orthop, 1959;14:50.

Gontikas SK, Ikkos DG, Stergiou LH. Evaluation of the diagnostic value of heelpad thickness in acromegaly. Radiology, 1969;92:304.

Goodman LR, Shanser JD. The pre-Achilles fat pad: an aid to early diagnosis of local or systemic disease. Skeletal Radiol, 1977;2:81.

Gore DR, Murray MP, Gardner GM, et al. Roentgenographic measurements after Müller total hip replacement. Correlations among roentgenographic measurements and hip strenght and mobility. J Bone Joint Surg, 1977;59-A;948.

Goutallier D, Bernageau J, Lecudonnec B. Mesure de l'ecart tuberosite tibiale antérieure-gorge de la trochlée (TA-GT): techique résultats interét. Rev Chir Orthop, 1978;64:423.

Graf H, Hecquet J, Dubousset J. Approche tridimensionnelle des déformations rachidiennes. Application à l'étude du pronostic des scoliosis infantiles. Rev Chir Orthop, 1983;69:407.

Graf J, Bernd L, Simank HG, Niethard FU. The Haglund imprint on the patella. Int Orthop, 1993;17:384.

Green EN, Beauchamp RD, Griffin PP. Epyphiseal extrusion as a prognostic index in Legg-Calvé-Perthes disease. J Bone Joint Surg, 1981;63-A:900.

Green SA, Green HD. The influence of radiographic projection on the appearance of deformities. Orthop Clin North Am, 1994;25:467.

Grelsamer RP, Meadows S. The modified Insall-Salvati ratio for assessment of patellar height. Clin Orthop, 1992;282:170.

Griffith MJ, Seidenstein MK, Williams D, Charnley J. Socket wear in Charnley arthroplasty of the hip. Orthop Clin, 1978;137:37.

Gruen TA, McNiece GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components. A radiographic analysis of loosening. Clin Orthop, 1979;141:17.

Guillet R, Genety J, Brunet-Guedj E, Brazes J. Ruptures et plaies du tendon d'Achille. Encycl Med Chir, 1978;A-10:10.

Haglund P. Die hintere Patellakontusion. Zentralbl Chir, 1926;53:1757.

Hamilton HW, Gorczyca J. Low friction arthroplasty at 10 to 20 years. Consequences of plastic wear. Clin Orthop, 1995;318:160.

Hanley EN, Matteri RE, Frymoyer JW. Accurate roentgenographic determination of lumbar flexion-extension. Clinical Orthopaedic and Related Research, 1976;115:145-148.

Hastings DE, Evans JA. Rheumatoid wrist deformities and their relation to ulnar drift. J Bone Joint Surg, 1975;57-A:934.

Hastings DE, Parker SM. Protrusio acetabuli in rheumatoid arthritis. Clin Orthop, 1975;108-76.

Hefti FL, McMaster MJ. The effect of the adolescent growth spurt on early posterior spinal fusion in infantile and juvenile idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg, 1983;65-B:247.

Henderson RC, Lechner CT, Demasi RA, Greene WB. Variability in radiographic measurements of bowleg in children. J Pediatr Orthop, 1990;10:491.

Herrera DH, Bernal FG, Sánchez GL. Eje mecánico radiográfico: su utilidad en las correcciones axiales de la rodilla en el plano frontal de causa tibial. An Ortop y Traumat, 1977;XIII:223.

Heyman CH, Hendorn CH. Legg-Perthes disease. A method of the measurement of the roentgenographic results. J Bone Joint Surg, 1950;32-A:767.

Hiavac H. The plantar fat pad and some related problems. J Am Pod Ass, 1970;60:151.

Hibbs RA, Risser JC, Ferguson AB. Scoliosis treated by the fusion operation. An end-result study of three hundred and sixty cases. J Bone Joint Surg, 1931;XIII:91.

Hilgenreiner H. Zur Frühdiagnose und Frühbehandlung der angeborenen Hüftgelenks-verrenkung. Med Klinik, 1925;21:1385.

Hirooka A, Wakitani S, Yoneda M, Ochi T. Shoulder destruction in rheumatoid arthritis. Classification and prognostic signs in 83 patients followerd 5-23 years. Acta Orthop Scand, 1996;67:258.

Hjelmstedt A, Sahlstedt B. Simultaneous arthrography of the talocrural and talonavicular joints in children. Measurements on congenital club feet. Acta Radiol Diagn Stokh, 1978;19:223.

Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. Clin Orthop, 1990;255:215.

Hubbard MJS. The measurement of progression in protrusion acetabuli. Am J Roentgenol, 1969;106:506.

Huggler AH. Aloartroplastía de la cadera con prótesis endofemorales puras y totales. 1a. ed. Barcelona: Toray, 1972.

Hultén O. Enstehaug und Behandlung der lunatum Malacia. Acta Chir Scand, 1935;71:121.

Hultén O. Uber anatomische Variationen der hand-gelenkknochen. Acta Radiol, 1928;IX:155.

Hutchins PM, Foster BK, Paterson DC, Cole EA. Long-term results of early surgical release in club feet. J Bone Joint Surg, 1985;67-B:791.

Hutter CG Jr, Scott W. Tibial torsion. J Bone Joint Surg, 1949;31-A:511.

Idelberger K, Frank A. Uber eine neue Methode zur Bestimmung des Pfannendachwinkels bei Jugendlichen und Erwachsenen. Z Orthop, 1952;82:571.

Inman VT. The joints of the ankle. Baltimore: Williams and Wilkins, 1976.

Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the Knee Society clinical rating system. Clin Orthop, 1989;248:13.

Insall JN, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. Radiol, 1971;101:101.

Insall JN. Cirugía de la rodilla. 2a. ed. Buenos Aires: Médica Panamericana, 1994.

Insall JN. Surgery of the knee. Nueva York: Churchill Livingstone, 1984.

Ishihara A. Roentgenological investigation on the cervical lordosis of normal subjects. J Jpn Orthop Assoc, 1968;42:1033.

Ishii Y, Ohmori G, Bechtold JE, Gustilo RB. Extramedullary versus intramedullary alignment guides in total knee arthroplasty. Clin Orthop, 1995;318:167.

Jackson H. Diagnosis of minimal atlanto-axial subluxation. Br J Radiol, 1950;23:672.

Jacob RP. Does Osgood-Schlatter disease influence the position of the patella? J Bone Joint Surg, 1981;63-B:579.

Jacobsen K, Bertheusen K. The vertical location of the patella. Fundamental views on the concept patella alta, using a normal sample. Acta Orthop Scand, 1974;45:436.

Jacobsen K. Characteristics of the line of Blummensaat. Acta Orthop Scand, 1974;45:764.

Johannsen A. Radiological diagnosis of lateral ligament lesion of the ankle. A comparison between talar tilt and anterior drawer sign. Acta Orthop Scand, 1978;49:295.

Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee: A comparison of static and dynamic measurements. J Bone Joint Surg, 1980;62-B:346.

Jones RAC, Salford D, Thomson JLG. The narrow lumbar canal. A clinical and radiological review. J Bone Joint Surg, 1968;50-B:595.

Jonsäter S. Coxa plana. A histopathologic and arthrographic study. Acta Orthop Scand, 1953;(suppl 12):1.

Junghanns H. Die Gesunde and Kranke Wirbelsäule mi Röntgenbild und klinik. Stuttgart: De Thieme, 1957.

Kager VS. Clinique et diagnostic de la ruptura du tendón d'Achille. Chirurg, 1939;19:691.

Kapandji IA. Physiologie articulaire (Schémas commentés de mécanique húmaine). Paris: Librairie Maloine, 1980.

Karjalainen M, Aho AJ, Katevuo K. Operative treatment of unstable thoracolumbar fractures by the posterior approach with the use of Williams plates or Harrington rods. Ont Orthop, 1992;16:219.

Kaufman J. Graphic constructions for localization, mensuration and reduction standard symbols and nomenclature. Radiology, 1940;35:489.

Kaufman J. Planeography, localization and mensuration: "standard depth curves". Radiology, 1936;27:168.

Keats T. An Atlas of normal developmental Roentgen anatomy. Chicago: Year Book Publisher, 1977.

Keats T, Teslink R, Diamond AE, Williams JH. Normal axial relationships of the major joints. Radiology, 1966;87:904.

Keene JS, Dyreby JR. High tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee. The role of preoperative arthroscopy. J Bone Joint Surg, 1983;65-A:36.

Kelbel JM, Hardon OM, Huurman WW. Scapulothoracic dissociation: A case report. Clin Orthop, 1986;209:210.

Keshishyan RA, Rozinov VM, Malakhov OA, et al. Pelvic poly-fractures in children. Radiographic diagnosis and treatment. Clin Orthop, 1995;320:28.

Kienböck R. Über traumatische Malazie des Monbeins und ihre Folgezustand: Entartungsformen und Kompression-fracruren. Fortschr Geb Roentgen, 1910;16:77.

King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of the fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg, 1983;65-A:1302.

King HA. Selection of fusión levéis for posterior instrumentation and fusion in idiopathic scoliosis. Orthop Clin North Am, 1988;79:247.

Kittleson AC, Lim LW. Measurement of scoliosis. Am J Roentgen, 1970;108:775.

Konstam PG, Blesovsky A. The ambulant treatment of spinal tuberculosis. Br J Surg, 1962;50:26.

Köpitz E. Ein sicheres Verfahren zur Frühdiagnose der angenorenen Hüftverrenkung. Z Orthop, 1939;69:167.

Kristensen SS, Thomassen E, Kristensen F. Ulnar variance in Kienböck's disease. J Hand Surg, 1986;11B:255.

Kruczynsky J. Avascular necrosis of the proximal femur in developmental dislocation of the hip. Incidence, risk factors, sequelae and MR imaging for diagnosis and prognosis. Acta Orthop Scand, 1996;(Suppl 268):46.

Krugluger J, Eyb R. Bone reaction to encemented threaded polyethylene acetabular components. Int Orthop, 1993;17:259.

Labaziewicz L. Angle of the distance between the femoral head and the acetabular floor. Chir Narz Ruchu Ortop Pol, 1979,44:385.

Labelle H, Laurin CA. Radiological investigation of normal and abnormal patellae. J Bone Joint Surg, 1975;57-B:530.

Lachapele AP, Lagarde C. De la spondylolyse (étude radio-clinique de 93 observations personelles). J Radiol Electrol, 1951;32:453.

Lampe HI, Swierstra BA, Diepstraten FM. Measurement of limb lenght inequality. Comparison of clinical methods with orthoradiography in 190 children. Acta Orthop Scand, 1996;67:242.

Landeros O, Frost HM, Higgins CC. Post-traumatic anterior ankle instability. Clin Orthop, 1968;56:169.

LaPorta G, Melillo T, Olinsky G. X-Ray evaluation of hallux abducto valgus deformity. J Am Pod Ass, 1974;64:544.

Larin CA, Levesque HP, Dussault R, et al. The abnormal lateral patellofemoral angle: a diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation. J Bone Joint Surg, 1978;60-A:55.

Larsen E. Experimental instability of the ankle. Clin Orthop, 1986;204:193.

Larsen E, Johansen J. Snapping hip. Acta Orthop Scand, 1986;57:168.

Laurin CA, Dussault R, Levesque HP. The tangential X-Ray investigation of the patellofemoral joint: X-ray technique, diagnostic, criteria and their interpretation. Clin Orthop, 1979;144:16.

Lehmann TR, Brand RA. Instability of the lower lumbar spine. Orthopaedic Transactions, 1983;7:97.

Lelièvre J. Patología del pie. 2a. ed. Barcelona: Toray-Masson, 1974.

LeNoir JL. Congenital idiopathic talipes. 1a. ed. Illinois: Charles C. Thomas, 1966.

Lequesne M. Coxometrie. Mesure des angles foundamentaux de la hanche radiographique de l'adulte par un rapporteur combiné. Rev Rhum, 1963;30:479.

Leung YF, Wai YL, Leung YC. Patella alta in Southern China. A new method of measurement. Int Orthop, 1996;20:305.

Lieber GA. The posterior triangle of the ankle: determination of its true anatomical boundary. J Am Podiatry Assoc, 1982;72:363.

Lindstrand A, Mortensson W. Anterior instability in the ankle joint following acute lateral sprain. Acta Radiol Diagn, 1977;18:529.

Linscheid RL, Dobyns JH, Beaout JW. Traumatic instability of the wrist, diagnosis, classification and pathomechanics. J Bone Joint Surg, 1972;54-A:1612.

Lonroth H. Measurement of rotational displacement in supra-condylar fractures of the humerus. Acta Radiol, 1962;57:65.

Lotke PA, Abend JA, Ecker ML. The treatment of osteonecrosis of the knee. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Atlanta, Georgia, 1980.

Loudon Jr, Charnley J. Subsidence of the femoral prosthesis in total hip replacement in relation to the design of the stem. J Bone Joint Surg, 1990;62-B:450.

Lusskin R. Curves and angles. A comparison of scoliosis measurement. Clin Orthop, 1962;23:232.

Lusted LB, Keats TE. Atlas of Roentgenographic Measurement. 3a. ed. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1977.

Lloyd-Roberts GC. Osteoarthritis of the hip. J Bone Joint Surg, 1955;37-B:8.

Macnab I. Negative disc exploration. J Bone Joint Surg, 1971;53-A:891.

Macnicol MF. Results of a 25-year screening programme for neonatal hip instability. J Bone Joint Surg, 1990;72-B:1057.

Madelung OW. Die spontane subluxation del Hand nach vorne. Verh Deutsch Ges Chir, 1878;7:259.

Magilligan DJ. Calculation of the angle of anteversion by means of horizontal lateral roentgenography. J Bone Joint Surg, 1956;38-A:1231.

Maquet PGJ. Biomechanics of the knee. Germany: Springer-Verlag, 1984.

Maruenda JI, Sanchis V, Gomar F, et al. Küntscher nailing of femoral shaft fractures in children and adolescents. Int Orthop, 1993,17:158.

Matzen PF, Fleissner HK. Atlas de Roentgenología Pediátrica. Madrid: Científico-Médica, 1970.

McGregor M. The significance of certain measurements of the skull in the diagnosis of basilar impression. Br J Radiol, 1948;21:171.

McLaren RH. Prosthetic hip angulation. Radiology, 1973;107:105.

McMurtry RY, Youm Y, Flatt AE, Gillespie TE. Kinematics of the Wrist. Clinical applications. J Bone Joint Surg, 1978;60-A:955.

McRae DL. Bony abnormalities in the region of the foramen magnum: correlation of the anatomic and neurologic findings. Acta Radiol, 1953;40:335.

Mehta MH. Radiographic estimation of vertebral rotation in scoliosis. J Bone Joint Surg, 1973;55-A:513.

Mehta MH. The rib-vertebral angle in early diagnosis between resolving and progressive infantile scoliosis. J Bone Joint Surg, 1972;54-B:230.

Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. J Bone Joint Surg, 1978;56-A:1391.

Meschan I. Spondylolistesis. Am J Roentgen, 1945;53:230.

Meyerding HW. Spondylolisthesis: surgical treatment and results. Surg Gynec and Obstet. 1932;54:371.

Mitchell DG, Rao VM, Dalinka MK, et al. Femoral head avascular necrosis: correlation of MR imaging, radiographic staging, radionuclide imaging, and clinical findings. Radiology, 1987;162:709.

Montagne J, Chevrot A, Galmiche JM. Atlas of Foot Radiology. Nueva York: Masson Publishing, 1981.

Moon. Int Orthop 11;315. 1987.

Moore TM, Meyers MH, Harvey JP. Collateral ligament laxity of the knee. Long-term comparison between plateau fractures and normal. J Bone Joint Surg, 1976;58-A:594.

Moreau MH, Bertani GC. Estudio radiológico-clínico del pie plano. Rev Argent Reum, 1939;4:177.

Moreland Jr, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. J Bone Joint Surg, 1987;69-A:745.

Morgan FP, King T. Primary instability of lumbar vertebrae as a common cause of low back pain. Journal of Bone and Joint Surgery, 1957;39 B (1):6-22.

Morrissy RT, Goldsmith GS, Hall EC, Kehl D, Cowie GH. Measurement of Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis: evaluation of intrinsic error. J Bone Joint Surg, 1990;48:702.

Mose K. Methods of measuring in Legg-Calvé-Perthes disease with special regard to the prognosis. Clin Orthop, 1980;150:103.

Muheim G, Bohne WH. Prognosis in spontaneous osteoanecrosis of the knee. J Bone Joint Surg, 1970;52-B:605.

Müller ME. Ischiométrie radiologique. Rev Chir Orthop, 1956;24:124.

Munuera L, García E. La prótesis total de cadera cementada. Madrid: McGraw-Hill Interamericana, 1989.

Muñoz GJ. Altura y lateralización de la rótula en el plano frontal. Nuevas mediciones radiográficas. XXIV Congreso Nacional de Ortopedia. Del 30 de abril al 5 de mayo de 1998.

Muñoz GJ. Enclavamiento percutáneo de las fracturas pertrocantéricas en el paciente senil de alto riesgo quirúrgico. Tesis de Posgrado. Hospital de Traumatología y Ortopedia, Centro Médico Nacional, Instituto Mexicano del Seguro Social, México, D.F., 1977.

Muñoz GJ. Fracturas expuestas. Clasificación, diagnóstico y tratamiento. Cir Med Urg, 1978;3:25.

Muñoz GJ. Luxatio erecta. An Ortop y Trautínat, 1978;2:129.

Muñoz GJ. Radiometría en ortopedia y traumatología. Parte I. Cir Med Urg, 1978;3:61.

Muñoz GJ. Radiometría en ortopedia y traumatología. Parte II. Cir Med Urg, 1978;3:79.

Muñoz GJ. Radiometría en ortopedia y traumatología. Parte III. Cir Med Urg, 1979;4:15.

Muñoz GJ, Espinosa del MJ, Coronado OB, Cymet RJ. Luxación traumática de la rodilla. Tratamiento inicial de urgencia. Cir Med Urg, 1979;4:99.

Muñoz GJ, Gómez MR. Seudoartrosis congénita de la clavícula. (Reporte de un caso y revisión de la literatura.) An Ortop y Traumat, 1977;3:183.

Muñoz GJ, Meillón CCM. Epifisiolistesis rotacional traumática distal de la tibia. Reporte de una rara lesión fisaria. An Ortop y Traumat, 1978;14:163.

Muñoz GJ, Mendoza BI, Mondragón GM. Escafoides bipartito congénito bilateral. (Reporte de un caso y revisión de la literatura.). An Ortop y Traumat, 1977;13:265.

Muñoz GJ, Mondragón GM, Sánchez HJ, Guzmán MO. Análisis del tratamiento quirúrgico de la espondilolistesis. An Ortop y Traumat, 1978;14:11.

Muñoz GJ, Rodríguez SE, Mora CJ. Enclavamiento percutáneo de las fracturas pertrocantéricas en el paciente senil de alto riesgo quirúrgico. An Ortop y Traumat, 1977;13:101.

Naik DR. Cervical spinal canal in normal infants. Clin Radiol, 1970;21:323.

Nakamura N, Sugano N, Masuhara K, Ohzono K, Takaoka K. Bone scintigraphy as an indicator for dome osteotomy of the pelvis. Comparison between scintigraphy, radiography and outcome in 57 hips. Acta Orthop Sean, 1996;67:138.

Nash CL, Moe JH. A study of vertebral rotation. J Bone Joint Surg, 1969;51:223.

Nattras GR, King GJW, McMurtry RY, Brant RF. An alternative method for determination of the carpal height ratio. J Bone Joint Surg, 1994;76-A:88.

Nelissen RG, Weidenheim L, Mikhail WEM. The influence of the position of the patella component on tracking in total knee arthroplasty. Int Orthop, 1995;19:224.

Neugebauer FL. Aetiologie der sogenannten spondylolisthesis. Arch Gynaekol, 1982;20:133.

Norman O, Egund N, Ekelund L, Runow A. The vertical position of the patella. Acta Orthop Scand, 1983;54:908.

O'Brien PI. Injuries involving the proximal radial epiphysis. Clin Orthop, 1965;41:52.

Oda T, Shimizu N, Yonenobu K, et al. Longitudinal study of spinal deformity in Duchenne muscular distrophy. J Pediatr Orthop, 1993;13:478.

Oestreich AE, Crawford AH. Atlas of pediatric radiology. Stuttgart: Thieme-Verlag, 1985.

Oestreich AE. How to measure angles from foot radiographs. A primer. Nueva York: Springer-Verlag, 1990.

Olmedo BA et al. Método alterno para medición del eje mecánico de rodillas. Rev Inv Clín 61(1):26-32. 2009.

Ozonoff MB. Pediatric orthopedic radiology. Filadelfia: Saunders, 1979.

Palmer AK, Glisson RR, Werner FW. Ulnar variance determination. J Hand Surg, 1982;7-A:376.

Palmer AK, Werner FW. The triangular fibrocartilage complex of the wrist-anatomy and function. J Hand Surg, 1981;6:153.

Pekka A, Kannus J. Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome: A prospective study. Radiol, 1992;185:3.

Pennal GF, Conn GS, Mc Donald G, Dale G, Garside H. Motion studies of the lumbar spine. Journal of Bone and Joint Surgery, 1972;54-B(3):442-452.

Perdriolle R, Vidal J. Etude de la courbure scoliotique. Importance de l'extension et de la rotation vertebrale. Rev Chir Orthop, 1981;67:25.

Perdriolle R, Vidal J. Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. Spine, 1985;10:785.

Perdriolle R. La scoliose, son étude tridimensionnelle. Paris: Maloine S, 1979.

Perdriolle R. Letter to the editor. J Pediatr Orthop, 1991;11:789.

Perdriolle R, Vidal J. Morphology of scoliosis: three-dimensional evolution and prognosis. Spine, 1985;10:785.

Perkins G. Signs by which to diagnose congenital dislocation of the hip. Lancet, 1928;I:648.

Petersen TL, Engh GA. Radiographic assessment of knee alignment after total knee arthroplasty. J Arthroplasty, 1988;3:67.

Peterson CJ, Johnell IR. The subacromial space in normal shoulder radiographs. Acta Orthop Scand, 1984;55:47.

Peterson MD, Nelson LM, McManus AC, Jackson RP. The effect of operative position on lumbar lordosis. Spine, 1995;20:1419.

Pogglitsch H. The derivation of X-rays of the "true angles" of the skeletal system. Unfallchirurgie, 1977;3:155.

Polly DW, Kikelly FX, McHale KA, et al. Measurement of lumbar lordosis. Spine, 1996;23:1530.

Poppen NK, Walker PS. Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg, 1976;58-A:195.

Posner I, White AA, Edwards T, Hayes WC. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine. Spine, 1982;7(4):374-389.

Potter C, Frost HM. Determining alignment of the knee. Clin Orthop, 1974;103:32.

Powers B, Miller MD, Kramer RS. Traumatic anterior atlantooccipital dislocation. Neurosurgery, 1979;4:12.

Poznanski AK, Holt JF. The carpals in congenital malformation syndromes. Am J Roentgenol Rad Ther, 1971;112:443.

Puno RM, Vaughan JJ, von Fraunhofer, et al. A method of determining the angular malalignments of the knee and ankle joints resulting from a tibial malunion. Clin Orthop, 1987;223:213.

Putti V. Congenital dislocation of the hip. Surg Gynec Obstet, 1926;42:449.

Putti V. Early treatment of congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg, 1929;11:798.

Putto E, Tallroth K. Extension-flexion radiographs for motion studies of the lumbar spine. A comparison of two methods. Spine, 1990;15(2):107-110.

Rajasekaran et al. Prediction of the angle of gibbus deformity in tuberculosis of the spine. J Bone Joint Surg 69-A:503. 1987.

Rana NA, Taylor DOH, Hill AGS. Atlanto-axial subluxation in rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg, 1973;55-B:458.

Ranawat CS, Deshmukh RG, Peters LE, Umlas ME. Prediction of the long-term durability of all-polyethylene cemented sockets. Clin Orthop, 1995;317:89.

Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. J Bone Joint Surg, 1980;62-A:1059.

Ray RG, Christensen JC, Guzmán DN. Critical evaluation of anterior drawer measurement methods in the ankle. Clin Orthop, 1997;334:215.

Redon TA, De la Rosa AM. Determinación del desplazamiento proximal de la rótula mediante estudio radiográfico dinámico en proyección frontal. Tesis de Especialidad en Ortopedia y Traumatología. Escuela Militar de Graduados de Sanidad. México: Universidad del Ejército y Fuerza Aérea, 1996.

Reimers J. The stability of the hip children. A radiological study of the results of muscle surgery in cerebral palsy. Acta Orthop Scand Munskgaarde Copenhagen, 1980;(Suppl 184):1.

Reis M, O'Neill D. A method to determine the true angulations of long bones deformities. Clin Orthop, 1987;218-191.

Resnick D. Bone and joint imaging. 2a. ed. Filadelfia: Saunders, 1996.

Resnick D. Diagnosis of bone and joint disorders. 3a. ed. Filadelfia: Saunders, 1995.

Riegler HF. Recurrent dislocations and subluxations of the patella. Clin Orthop, 1988;227:201.

Rijke AM, Jones B, Vierhout PAM. Stress examination of traumatized lateral ligaments of the ankle. Clin Orthop, 1986;210:143.

Riseborough EJ, Herndon JH. Scoliosis and other deformities of the axial skeleton. Boston: Little, Brown and Co., 1975.

Risser JC. Important practical facts in the management of scoliosis. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Lect, 1948;5:248.

Risser JC. Scoliosis: its prognosis. J Bone Joint Surg, 1936;XVIII:667.

Risser JC. The iliac apophysis: an invaluable sign in the management of scoliosis. Clin Orthop, 1958;11:111.

Roaf R. Tha basis anatomy of scoliosis. J Bone Joint Surg, 1966;48-B:786.

Roaf R. Vertebral growth and its mechanical control. J Bone Joint Surg, 1960;42-B:40.

Rockwood CA, Green DP. Fractures in adults. Nueva York: JB Lippincott, 1991.

Rogers LF. Plastic bowing, torus and greenstick supracondylar fractures of the humerus: radiographic clues to obscure fractures of the elbow in children. Acta Radiol, 1978;19:243.

Rorabeck CH, Bourne RB, Mulliken BD, et al. Comparative results of cemented and cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop, 1996;325:330.

Rosenbaum S. The first metatarso-sesamoid joint. Int Orthop, 1982;6:61.

Rubin G, Witten M. The talar-tilt angle and the fibular collateral ligaments. A method for the determination of talar tilt. J Bone Joint Surg, 1960;42-A:311.

Russe O. An Atlas of Examination, standard measurements and diagnosis in orthopedics and traumatology. Bern: Hans Huber Publishers, 1972.

Russe O. An Atlas of Orthopaedic Diseases. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1964.

Saleh JM, O'Sullivan ME, O'Brien TM. Pelvic remodeling after Salter osteotomy. J Pediatr Orthop, 1995;15:342.

Salvati EA, Im VC, Aglietti P, Wilson PD. Radiology of total hip replacements. Clin Orthop, 1976;121:74.

Saraste H, Nilsson B, Broström LA, Aparisi T. Relationship between radiological and clinical variables in spondylolisthesis. Int Orthop, 1984;8:163.

Sasaki T, Yagi T. Subluxation of the patella. Investigation by computarized tomography. Int Orthop, 1986;10:115.

Scham SM. The triangular sign in the early diagnosis of slipped capital femoral epiphysis. Clin Orthop, 1974;103:16.

Schemitsch EH, Richards RR. The effect of malunion on functional outcome after plate fixation of fractures of both bones of the forearm in adults. J Bone Joint Surg, 1992;74-A:1078.

Schinz HR, Brunner A, Cocchi U. Röntgendiagnóstico. 5a. ed. Barcelona: Salvat, 1953.

Schmidt AH, Keenen TL, Tank ES, et al. Pelvic osteotomy for bladder exstrophy. J Pediatr Orthop, 1993;13:214.

Schneider R. La prótesis total de cadera. Un concepto biomecánico y sus consecuencias. 1a. ed. Madrid: Editorial, AC, 1983.

Schuind FA, Linscheid RL, An K, Chao EY. A normal data base of posteroanterior roentgenographic measurements of the wrist. J Bone Joint Surg, 1992;74-A:1418.

Schuitz AB. A study of geometrical relationship in scoliotic spine. J Biochem, 1972;5:409.

Sennwald GR, Zdravkovic V, Jacon HAC, Kern HP. Kinematic analysis of relative motion within the proximal carpal row. J Hand Surg, 1993;18:609.

Sevastikoglou JA, Bergquist E. Evaluation of the reliability of radiological methods for registration of scoliosis. Acta Orthop Scand, 1969;40:608.

Shapiro JS. Ulnar drift. Report of a related finding. Acta Orthop Scand, 1968,39:346.

Sharp IK. Acetabular dysplasia, the acetabular angle. J Bone Joint Surg. 1961;43-B:268.

Shigeno Y, Evans GA. Revised arthrographic index of deformity for Perthes' disease. J Pediatr Orthop, 1996;5:44.

Shine JJ, O'Neill DA. A method of the measurement of progressive radiolucent lines in total hip arthroplasty. Clin Orthop, 1978;137:118.

Simmons E Jr, Cameron JC. Patella alta and recurrent dislocation of the patella. Clin Orthop, 1992;274:265.

Simons GW. Analytical radiography of club feet. J Bone Joint Surg, 1977;59-B:485.

Simons GW. Calcaneocuboid joint deformity in talipes equinovarus: an overview and update. J Pediatr Orthop, 1995;4:25.

Sjövall J. Zur Frage der Behandlung der coxa plana. Acta Orthop Scand, 1942;13:324.

Smith WS, Badgley CE, Orwig JB, Harper JM. Correlation of postreduction roentgenograms and thirty -one-year follow-up in congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg, 1968;50-A:1081.

Sneppen O, Gudmundsson GH, Bünger C. Patellofemoral function in total condylar knee arthroplasty. Int Orthop, 1985;9:65.

Solares AR, Orozco SE, Gómez VF. Tratamiento de las fracturas inestables y conminutas de la epífisis distal del radio. Técnica de Cole-Obletz. Rev Med IMSS, 1979;18:99.

Solarino GB, Specchiulli E, Mangialardi R, Mongelli D. Una nuova técnica chirurgica nelle instabilita laterali croniche della caviglia. Chirurgia Del Piede, 1982;6:341.

Sommeville EW. Rotational lordosis. The development of the single curve. J Bone Joint Surg, 1952,34-B:421.

Sotelo-Garza A, Charniey J. The results of Charniey arthroplasty of the hip performed for protusio acetabuli. Clin Orthop, 1978,732:12.

Southwick WO. Osteotomy through the lesser trochanter for slipped capital femoral epiphysis. J Bone Joint Surg, 1967;49-A:807.

Sponseller PD, Desai SS, Millis MB. Abnormalities of proximal femoral growth after severe Perthes' disease. J Bone Joint Surg, 1989;71-B:610.

Stagnara P, DeMauroy JC, Draw G, Gonon G. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagital plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine, 1982;7:335.

Stahl E. On lunatomalacia (Kienböck disease). A clinical and roentgenographic study, specially on its pathogenesis and the late results of immobilization treatment. Acta Chir Scand, 1947;(Suppl 126):1.

Stauffer RN. Ten-year follow-up study of total hip replacement. J Bone Joint Surg, 1982;64-A:983.

Stedman T. Stedman's Medical Dictionary. 24a. ed. Baltimore: William and Wilkins, 1982.

Steel MW, Johnson KA, De Witz MA, Ilstrup DM. Radiographic measurements of the normal adult foot. Foot & Anide, 1980,7:151.

Steinbach HL, Russel W. Measurement of the heel-pad as an aid to diagnosis of acromegaly. Radiology, 1964;82:418.

Stephens MM. Haglund's deformity and retrocalcaneal bursitis. Orthop Clin North Am, 1994;25:41.

Stevens DV, Short BA, Burch JM. In situ fixation of the slipped capital femoral epiphysis with a single screw. J Ped Orthop, 1996;5:85.

Stevens PM, Coleman SS. Coxa breva: its pathogenesis and rationale for its management. J Pediatr Orthop, 1985;5(5):515-21.

Stokes IAF, Bigalow LC, Moreland MS. Measurement of axis rotation of vertebrae in scoliosis. Spine, 1986;11:213.

Stokes IAF, Frymoyer JW. Segmental motion and instability. Spine, 1987;12:687-691.

Stougaard J. Chondromalacia of the patella. Acta Ort Scand, 1975;46:685.

Sutherland DH, Moore M. Clinical and radiographic outcom of patients treated with double innominate osteotomy congenital hip dysplasia. J Pediatr Orthop, 1991;11:143.

Szczekot J. Standards for the radiological indices of the hip joint in children. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol, 1974;39(1):67-71.

Taillard W. Le spondylolisthesis chez l'enfant et l'adolescen (Etude de 50 cas). Acta Orthop Scand, 1954,24:115.

Taleisnik J. Classification of carpal instability. Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst, 1984 Fall;44(2):511-31.

Tanaka T, Yoshihashi Y, Miura T. Changes in soft tissue inter position after reduction of developmental dislocation the hip. J Pediatr Orthop, 1994;14:16.

Taylor JC. Geometry of hinge placement. Tech Orthop, 1990;5:33.

Terjesen T. Ultrasound as the primary imaging method in diagnosis of hip dysplasia in children aged < 2 years. Pediatr Orthop, 1996;5:123.

Tideström F. Em metod för jämförbara registreringar skolioser och kyfoser-lordoser. Nord Med, 1964;71:159.

Tönnis D. Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults. Nueva York: Springer-Verlag, 1980.

Tönnis D. Normal values of the hip joint for the evaluation X-rays in children and adults. Clin Orthop, 1976;119:39.

Trousdale RT, Ekkernkamp A, Ganz R, Wallrichs SL. Periacetabular and intertrochanteric osteotomy for the treatment of ostearthrosis in dysplasic hips. J Bone Joint Surg Am, 1995;77(1):73-85.

Tsuzuki N, Abe R, Saiki K, Iizuka T. Tension-band laminoplasty of the cervical spine. Int Orthop,1996;20(5):275-84.

Ulten O. Über anatomische Variationen der Handgelenkkno chen. Acta Radiol, 1928;9:155.

Ullman HJ. Diagnostic line for determining subluxation of lumbar vertebra. Radiology, 1924;2:305.

Uno K, Kataoka O, Shiba R. Occipitoatlantal and occipitoaxal hypermobility in Down syndrome. Spine, 1996;21:14.

Urbaniak JR, Schaefer WW, Stelling FH. Iliac apophysis. Prognostic value in idiopathic scoliosis. Clin Orthop, 1976;116:80.

Vähäsarja V, Kinnunen P, Lanning P, Serlo W. Operative alignment of patellar malalignment in children. J Ped Br Orthop, 1995;15:281.

Vallois HV, Lozarthes G. Indices lombares et indice lomb totale. Bull Soc Anthrop, 1942;3:117.

Van Akkerveeken PF, O'Brien JP, Park WM. Experimentally induced hipermobility in the lumbar spine, a pathologic and radiologic study of the posterior ligament and annulus fibrosis. Spine, 1979;4:236-241.

Van Nuys RG. Normal bone angles and the Roentgen report Radiology, 1940;35:206.

Vander WR, Staheli LT, Chew DE, Magalon V. Measurement on radiographs of the foot in normal infants and children. J Bone Joint Surg, 1988;70-A:407.

Viladot PA. Patología del antepié. 1a. ed. Barcelona: To 1974.

Volz RG. Total wrist arthroplasty. Clin Orthop, 1984;187;112.

Von Lackum WH. The surgical treatment of scoliosis. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Lect, 1948;5:236.

Von Rosen S. Diagnosis and treatment of congenital dislocation of the hip joint in the newborn. J Bone Joint Surg, 1962;44-B:284.

Von Rosen S. Early diagnosis and treatment of congenital dislocation of the hip joint. Acta Orthop Scand, 1956;26:136.

Von Rosen S. Instability of the hip in the newborn. Acta Orthop Scand, 1970;Suppl 30:13.

Voss C. Coxarthrose. Die temporäre Hängehüfte. Münch Med Wschr, 1956;98:954.

Voutsinas SA, MacEwen GD. Sagital profiles of the spine. Clin Orthop, 1986;210;235.

Wackenheim A. La ligne médiane de la charniére cervico-occipitale. Etude d'une ligne intervestibulaire. Sem Hóp Paris, 1966;42:1448.

Wachtl SW, Sennwald GR. Arthroscopie du poignet: apport diagnostique et thérapeutique. Int Orthop, 1995;19:339.

Waldeström H. The first stages of coxa plana. Acta Orthop Scand, 1934;5:1.

Wangermez J, Bonjean P. Incidence radiographique por la mesure du diastasis tibio-péronier inferieur. Bourdeaux Chir, 1964;1:5.

Weber BG, Simpson LA. Corrective lenghtening osteotomy of the fibula. Clin Orthop, 1985;199:61.

Weiner PS, Macnab I. Superior migration of humeral head. A radiological aid in the diagnosis of tears of rotator cuff. J Bone Joint Surg, 1970;52-B:524.

Weinstcin JL, et al. Congenital coxa vara: a retrospective review. J Pediatr Orthop, 1984;4:70.

Weiss AP, Weiland AJ, Moore JR, Wilgis EFS. Radial shortening for Kienböck disease. J Bone Joint Surg, 1991;73-A:384.

Whik AA, Panjabi MM. The clinical biomechanics of the occipito-axial complex. Clin Orthop, 1978,9:807.

White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. Filadelfia: JB Lippincott, 1978.

Wholey MH, Bruwer AT, Baker HL. Lateral roentgenogram of the neck. Radiology, 1958;78:350.

Wiberg G. Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint, with special reference to the complication of osteoartritis. Acta Orthop Scand, 1939;83(Suppl 58):83.

Wiesel SW, Kraus D, Rothman RH. Atlanto-occipital hypermobility. Orthop Clin North Am, 1978;9:969.

Wiesel SW, Rothman RH. Occipitoatlantal hypermobility. Spine, 1979,4:187.

Wilkins KE, Gibson DA. The patterns of spinal deformity in Duchenne muscular distrophy. J Bone Joint Surg, 1976;58-A:24.

Wiltse LL, Newman PH, Macnab I. Classification of spondylolisis and spondylolisthesis. Clin Orthop, 1976;117:23.

Wiltse LL, Winter RB. Terminology and measurement of spondylolisthesis. J Bone Joint Surg, 1983;65-A:768.

Willet K, Hudson I, Catterall A. Lateral shelf acetabuloplasty: an operation for older children with Perthes' disease. J Pediatr Orthop, 1992;12:563.

Williamson DM, Coates CJ, Miller RK, Cole WG. Normal characteristics of the Baumann (humerocapitellar) angle: an aid in assessment of supracondylar fractures. J Pediatr Orthop, 1992;12:636.

Wortzman G, Dewar FP. Rotatory fixation of the atlantoaxial joint: rotational atlantoaxial subluxation. Radiology, 1968;90:479.

Wright JG, Bell D. Lumbosacral joint angles in children. J Ped Orthop, 1991;11:748.

Wright JG, Treble N, Feinstein AR. Measurement of lower limb alignment using long radiographs. J Bone Joint Surg, 1991;73-B:721.

Yamamuro T, Chene SH. A radiological study on the development of the hip joint in normal infants. J Jp Orthop Assoc, 1975;49:421.

Yáñez P. Comentarios de Libros. Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología. Año 64 No. 4:322. Diciembre, 1999.

Yasuda T, Tamura K. Prognostication of proximal femoral growth disturbance after Perthes' disease. Clin Orthop, 1996;329:224.

Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. Clin Orthop, 1988;228:79.

Yoshioka YY, Siu D, Gooke TD. The anatomy and functional axes of the femur. J Bone Joint Surg, 1987;69-A:873.

Youm Y, McMurtry RY, Flatt AE, Gillespic TE. Kinematics of the wrist 1: experimental study. J Bone Joint Surg, 1978;60-A:423.

Zaoussis AL, James JIP. The iliac apophysis and the evolution of curves in scoliosis. J Bone Joint Surg, 1958;40-B:442.

Zaoussis AL, James JIP. The iliac apophysis and the evolution of curves in scoliosis. Develop Med Chir Neurol, 1962;4:339.

Zdravkovic V, Sennwaid GR. A new radiographic method of measuring carpal collapse. J Bone Joint Surg, 1997;79-A:167.

Zsernaviczky J, Türk G. Two new radiological signs in early diagnosis of congenital dysplasia of the hip joint. Int Orthop, 1978;2:223.

Los números de página en **negritas** indican cuadros, en *cursivas*, figuras.

A

B

C

N

O

P

R









Z